全国医学高等职业技术院校规划教材
供高职高专医学影像技术专业用

主 编 / 秦维昌

# 医学影像设备学

YIXUE YINGXIANG SHEBEIXUE

人民军医出版社
PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

# 出 版 说 明

为了贯彻国家教育部关于发展高等职业教育的政策精神，为我国高等医学职业教育事业及其教材建设作出贡献，人民军医出版社在大连医科大学、中国医科大学、山东大学和山东省医学影像学研究所等 30 余所医学院所诸位教授的大力支持下，组织编写出版了“全国医学高等职业技术院校规划教材”。

“淡化学科意识，强调培养目标”是高等职业教育的核心。为能把学生培养成有“一技之长”的实用型人才，提高学生的“动手能力”，教材在学时分配、理论与实践的比例方面做了悉心编排。

教材由在“高职高专”教学第一线、具有丰富教学经验的教师参与编写，由该专业有较高学术造诣的教授审稿“把关”，从而使教材内容达到了“五性”（思想性、科学性、先进性、启发性、适用性）和“三基”（基础理论、基本知识、基本技能）的要求。

人民军医出版社

**全国医学高等职业技术院校规划教材**（医学影像技术专业，共 7 本）

人体断层解剖学　主编　刘树伟
医学影像技术学　主编　赵　斌　李　萌
医学影像设备学　主编　秦维昌
医学影像诊断学　主编　柳　澄　王兴武
放射治疗技术学　主编　胡立宽
医学影像电子学　主编　沙宪政　尹　勇
放射物理与防护学　主编　洪　洋

**全国医学高等职业技术院校配套教材**（医学影像技术专业，共 5 本）

医学影像技术学学习指导和习题集　主编　张晓康　沈秀明
医学影像设备学学习指导和习题集　主编　张佐成
医学影像诊断学学习指导和习题集　主编　伍建林　王兴武
放射治疗技术学学习指导和习题集　主编　姜玉华　李海鹰
医学影像电子学学习指导和习题集　主编　苏　克

# 前 言

《医学影像设备学》是卫生部规划教材，适于高职高专医学影像技术专业使用。

本教材针对目前我国医学影像发展不均衡、层次差别较大的问题，结合影像诊疗设备发展较快的特点，考虑高职高专学生的接受能力，主要从常规X线机入手，介绍了工频X线机的结构、程控和逆变X线机的知识。同时，对数字影像设备的基本结构、原理进行了概要描述，介绍了设备的安装、验收和维护、质量保证和管理，力争使学生能学到医学影像设备的全面知识。本书具有浅显易懂、层层深入、讲解清楚、注重实用的特点，具有一定的广泛性和适应性。

本书在吸收了同类书优点的同时，具有内容充实新颖、知识面广、前后衔接紧密、可操作性强等特点。尤其是针对科学技术发展迅捷、影像设备更新较快的现实，删去了一些陈旧性内容，并结合实际工作中具有代表性的常用机型，进行了详细的讲述，也对不断出现的新技术进行了简明扼要的讲解，赋予了时代内涵。第2～12章为X线设备，第13～19章为数字影像设备，第20～21章为管理类内容。与本书配套编写了《学习指导与练习题》参考书，使学习者易于巩固理解、掌握所学知识。

本书可作为高职高专影像技术专业学生的教材，也可作为基层医疗单位相关人员的参考用书。本着以理论学习为主导，以突出实验教学为重点，以培养技术型人才为目标的原则，让学生学用结合、学练结合、快速理解、方便使用。本书在使用过程中，可根据各学校及不同层次专业人员的实际情况，灵活取舍。

本书编写过程中得到各编者单位的大力支持与帮助；各位编者在时间紧、做好本单位工作的同时按时、圆满、高质量地完成了书稿；山东医学高等专科学校梁振声老师对全书的结构编排提出了宝贵意见；北京万东医疗帮助编写了程控机一章，山东万东王沪明高级工程师提供了DSA的部分资料。亓恒涛同志为部分章节整理资料，为多数章节的插图进行重新绘制或加工，做了大量工作。对各方面给予的关心和帮助，在此一并表示诚挚的感谢。

由于我们水平有限，时间仓促，本书难免存在不足之处。望使用本书的师生、同道提出宝贵意见，以便再版时订正和改进。

编　者

# 目　录


**绪论** …… (1)
第一节　概述 …… (1)
一、医学影像设备的定义 …… (1)
二、广义医学影像设备 …… (1)
三、影像设备的重要性 …… (1)
第二节　影像设备的发展 …… (2)
一、X线的发现和发展 …… (2)
二、CT的发明和发展 …… (2)
三、数学化放射科 …… (3)
四、MR的应用和发展 …… (4)
五、超声成像的发展 …… (4)
六、核医学设备的发展 …… (5)
**第1章　X线机的构成与发展** …… (6)
第一节　X线机的发展简史 …… (6)
一、裸管X线机阶段 …… (6)
二、防辐射、防电击X线机阶段 …… (6)
三、程序控制X线机阶段 …… (6)
四、逆变X线机阶段 …… (7)
第二节　X线机的构成 …… (7)
一、X线发生装置 …… (8)
二、X线机的辅助装置 …… (9)
第三节　X线机的分类 …… (9)
一、按主机功率分类 …… (9)
二、按主电路工作方式分类 …… (11)
三、按用途分类 …… (12)
**第2章　医用诊断X线管** …… (13)
第一节　固定阳极X线管 …… (13)
一、构造 …… (13)
二、X线管产生X线的过程 …… (16)
三、X线管的焦点 …… (16)
第二节　旋转阳极X线管 …… (18)
一、靶面 …… (19)
二、转子 …… (20)
第三节　X线管的规格与特性 …… (20)

一、X线管的构造参数……(20)
二、X线管的电参数……(20)
三、X线管的特性……(24)
第四节　X线管管套……(25)
一、固定阳极X线管管套……(26)
二、旋转阳极X线管管套……(26)
三、组合机头……(27)
四、X线管管套的常见故障……(27)
第五节　特殊X线管……(28)
一、金属陶瓷旋转阳极X线管……(28)
二、乳腺摄影X线管……(28)
三、三极X线管……(29)
第六节　X线管的常见故障简述……(29)
一、阳极靶面损坏……(30)
二、X线管灯丝断路……(30)
三、玻璃管壳故障……(30)
四、真空度不良……(30)
五、旋转阳极转子的故障……(30)
**第3章　X线机高压部件**……(31)
第一节　工频高压变压器……(31)
一、高压变压器的结构……(31)
二、高压变压器的工作原理……(34)
三、高压变压器的特点……(35)
四、高压变压器的常见故障……(35)
第二节　其他高压部件……(35)
一、灯丝加热变压器……(35)
二、高压整流器……(37)
三、高压交换闸……(38)
四、高压电缆……(40)
五、高压插头与插座……(42)
六、常用绝缘材料……(43)
**第4章　X线机低压部件**……(46)
第一节　控制器……(46)
一、控制器的功能……(46)
二、控制器的构造……(46)
三、控制方式……(48)
第二节　自耦变压器……(48)
一、自耦变压器的功能……(48)
二、自耦变压器的结构……(49)

三、自耦变压器的工作原理……(49)
四、常用自耦变压器的类型……(49)
五、自耦变压器的故障……(50)
第三节　稳压器……(51)
一、稳压器的作用……(51)
二、谐振式磁饱和稳压器的构造与工作原理……(51)
三、谐振式磁饱和稳压器的故障……(53)
第四节　空间电荷抵偿器……(53)
一、空间电荷抵偿器的作用……(53)
二、空间电荷抵偿器的构造……(53)
三、空间电荷抵偿器的工作原理……(54)
四、空间电荷抵偿变压器的常见故障……(55)
第五节　常用仪表……(55)
一、电源电压表……(55)
二、千伏表……(56)
三、毫安表……(56)
四、毫安秒表……(57)
**第5章　工频X线机的单元电路**……(59)
第一节　电源电路……(59)
一、电源电压的选择与调节……(59)
二、常见工频X线机电源电路举例……(60)
第二节　高压初级电路……(62)
一、管电压的调节……(62)
二、高压初级通断的控制方式……(63)
三、管电压的预示和补偿……(65)
四、常见高压初级电路……(66)
第三节　高压次级与管电流测量电路……(70)
一、半波自整流X线机高压变压器次级及管电流测量电路……(70)
二、单相全波整流X线机高压次级及管电流测量电路……(71)
三、三相全波整流X线机高压次级电路……(75)
四、倍压整流高压次级电路……(79)
第四节　X线管灯丝加热变压器初级电路……(79)
一、管电流的调节与稳定……(80)
二、常见的工频X线机灯丝加热变压器初级电路……(81)
第五节　限时电路……(84)
一、辉光管限时电路……(84)
二、晶体管限时电路……(85)
三、集成电路限时器……(87)
第六节　旋转阳极启动及延时保护电路……(88)

一、延时器……(88)
二、旋转阳极启动延时保护电路……(91)
第七节 容量保护电路……(94)
一、$F_{30}$-ⅡF型X线机容量保护电路……(94)
二、XG-200型X线机容量保护电路……(96)
第八节 曝光控制电路……(98)
一、$F_{30}$型X线机控制电路……(98)
二、$F_{30}$-ⅡF型200mAX线机控制电路……(99)
三、XG-200型200mAX线机控制电路……(102)
第九节 曝光量自动控制电路……(105)
一、光电管自动曝光控时电路……(105)
二、电离室自动曝光控时电路……(107)
**第6章 工频X线机整机电路分析**……(111)
第一节 SF50ⅠA型X线机电路……(111)
一、概述……(111)
二、主要技术规格……(111)
三、电路分析……(111)
四、整机电路工作程序……(116)
第二节 XG-500型500mAX线机电路……(117)
一、电路的主要特点与技术参数……(117)
二、电源电路……(118)
三、高压初级与千伏预示电路……(119)
四、X线管灯丝加热电路……(121)
五、高压次级与管电流测量电路……(126)
六、旋转阳极启动控制电路……(127)
七、摄影曝光限时电路……(129)
八、过载保护与指示电路……(133)
九、控制电路……(136)
十、电动诊视床控制电路……(140)
**第7章 程控X线机**……(142)
第一节 概 述……(142)
一、基本配置……(142)
二、主要特点……(142)
三、主要技术参数……(144)
四、使用方法……(144)
五、电路构成……(147)
第二节 单元电路分析……(148)
一、开机电路……(148)
二、电源电路……(148)

三、伺服控制电路 …………………………………………………………………… (150)
四、灯丝电路 …………………………………………………………………… (151)
五、采样电路 …………………………………………………………………… (153)
六、操作显示板 …………………………………………………………………… (157)
七、CPU 电路 …………………………………………………………………… (159)
第三节 整机电路分析 …………………………………………………………………… (162)
一、电源电压调整电路 …………………………………………………………………… (162)
二、摄影管电压调整电路 …………………………………………………………………… (162)
三、手动透视管电压调整电路 …………………………………………………………………… (163)
四、影像亮度自动控制电路 …………………………………………………………………… (164)
五、摄影管电流调整电路 …………………………………………………………………… (164)
六、透视 mA 调整电路 …………………………………………………………………… (166)
七、操作程序 …………………………………………………………………… (166)
**第 8 章 逆变式 X 线机** …………………………………………………………………… (167)
第一节 逆变式 X 线机概述 …………………………………………………………………… (167)
一、工频 X 线机的局限性 …………………………………………………………………… (167)
二、逆变式 X 线机的优点 …………………………………………………………………… (168)
三、逆变式 X 线机系统框图 …………………………………………………………………… (169)
第二节 直流逆变电源 …………………………………………………………………… (170)
一、直流电源 …………………………………………………………………… (170)
二、直流逆变 …………………………………………………………………… (171)
三、逆变控制 …………………………………………………………………… (172)
第三节 管电压的产生与调节 …………………………………………………………………… (174)
一、主逆变电路 …………………………………………………………………… (175)
二、倍压整流电路 …………………………………………………………………… (177)
三、晶闸管触发电路 …………………………………………………………………… (178)
四、管电压调整电路 …………………………………………………………………… (179)
五、键控显示接口和微机电路 …………………………………………………………………… (182)
第四节 灯丝电压的产生与调节 …………………………………………………………………… (184)
一、灯丝加热逆变电路 …………………………………………………………………… (185)
二、灯丝加热逆变器触发电路 …………………………………………………………………… (186)
三、灯丝电流调整电路 …………………………………………………………………… (188)
四、键控显示接口和微机电路 …………………………………………………………………… (190)
第五节 阳极启动及保护电路 …………………………………………………………………… (192)
第六节 控制电路 …………………………………………………………………… (193)
一、透视 …………………………………………………………………… (193)
二、点片摄影 …………………………………………………………………… (194)
三、普通摄影 …………………………………………………………………… (196)
四、滤线器摄影 …………………………………………………………………… (198)

第七节　显示电路……………………………………………………………………………（198）
一、显示原理示例 ……………………………………………………………………（198）
二、硬件检测服务程序 …………………………………………………………………（199）
第八节　直流稳压电源…………………………………………………………………（201）
**第9章　医用X线增强电视系统** ……………………………………………………（203）
第一节　概述……………………………………………………………………………（203）
一、X线增强电视系统的特点 …………………………………………………………（203）
二、X线增强电视系统的构成 …………………………………………………………（204）
三、X线增强电视系统的基本原理 ……………………………………………………（204）
第二节　影像增强器……………………………………………………………………（205）
一、影像增强管 …………………………………………………………………………（205）
二、电源 …………………………………………………………………………………（209）
三、管壳 …………………………………………………………………………………（209）
四、光学系统 ……………………………………………………………………………（210）
第三节　电视基本原理…………………………………………………………………（210）
一、影像的分解与传送 …………………………………………………………………（211）
二、扫描原理 ……………………………………………………………………………（211）
三、全电视信号的形成 …………………………………………………………………（213）
第四节　摄像机…………………………………………………………………………（217）
一、摄像管式摄像机 ……………………………………………………………………（218）
二、CCD摄像机 …………………………………………………………………………（226）
第五节　中心控制器……………………………………………………………………（229）
一、视频处理器 …………………………………………………………………………（230）
二、圆消隐 ………………………………………………………………………………（231）
三、自动亮度控制 ………………………………………………………………………（232）
第六节　监视器…………………………………………………………………………（235）
一、显像管 ………………………………………………………………………………（236）
二、偏转系统 ……………………………………………………………………………（237）
三、监视器电路 …………………………………………………………………………（237）
四、高清晰度电视概述 …………………………………………………………………（240）
**第10章　辅助装置** ……………………………………………………………………（241）
第一节　X线管组件支持装置…………………………………………………………（241）
一、功能 …………………………………………………………………………………（241）
二、分类 …………………………………………………………………………………（241）
三、锁止器 ………………………………………………………………………………（243）
四、立柱控制盒 …………………………………………………………………………（244）
第二节　遮线器…………………………………………………………………………（245）
一、功能 …………………………………………………………………………………（245）
二、原理 …………………………………………………………………………………（245）

三、基本结构 …… (245)
四、分类 …… (246)
第三节 滤线器 …… (248)
一、栅板 …… (248)
二、活动滤线器 …… (249)
第四节 滤线器摄影台 …… (251)
一、卧式滤线器摄影台 …… (251)
二、立位滤线器摄影架 …… (252)
三、对置支架 …… (252)
第五节 纵向体层摄影装置 …… (253)
一、基本原理 …… (253)
二、体层摄影装置 …… (254)
三、体层成像的几个基本概念 …… (255)
四、数字合成体层成像 …… (255)
第六节 诊视床 …… (255)
一、基本构成和功能 …… (256)
二、适时摄影装置 …… (258)
三、遥控诊视床 …… (259)
四、摇篮床 …… (261)
**第11章 专用X线机的配置** …… (263)
第一节 摄影X线机 …… (263)
一、对主机要求 …… (263)
二、对摄影专用装置的要求 …… (263)
第二节 胃肠X线机 …… (264)
一、对主机要求 …… (264)
二、对检查床的要求 …… (264)
三、数字胃肠 …… (264)
第三节 泌尿X线机 …… (265)
一、对主机要求 …… (265)
二、对检查床的要求 …… (265)
第四节 口腔科X线机 …… (266)
一、牙科X线机 …… (266)
二、口腔全景X线机 …… (266)
第五节 乳腺X线机 …… (267)
第六节 移动X线机 …… (268)
一、手术专用机 …… (268)
二、床边摄影机 …… (268)
**第12章 X线机的安装验收** …… (270)
第一节 X线机对机房的要求 …… (270)

一、电源的要求 …… (270)
二、接地装置的要求 …… (274)
第二节　X线机的安装调试 …… (277)
一、机件安装 …… (277)
二、通电调试 …… (280)
三、X线机的验收 …… (282)
第三节　X线机的质量控制 …… (283)
一、X线机的质量控制 …… (283)
二、X线电视系统的质量控制 …… (286)
第四节　X线机的维护保养 …… (288)
一、X线机的正确使用 …… (288)
二、X线机的维护 …… (289)
三、X线机的定期检查 …… (290)
第五节　X线机的故障检修 …… (291)
一、X线机的电路故障与检查方法 …… (291)
二、低压电路故障检修 …… (294)
三、高压电路故障检修 …… (299)
四、整机常见故障检修 …… (300)
第13章　CT …… (304)
第一节　概述 …… (304)
一、CT的基本原理 …… (304)
二、扫描方式的改进 …… (306)
三、CT的发展 …… (308)
第二节　CT机的组成 …… (309)
一、X线发生系统 …… (310)
二、数据采集系统 …… (313)
三、扫描架 …… (314)
四、扫描床 …… (317)
五、计算机与图像重建系统 …… (317)
六、控制台 …… (318)
七、工作站 …… (319)
第三节　螺旋CT …… (319)
一、滑环技术 …… (319)
二、单层螺旋CT …… (320)
三、多层螺旋CT …… (321)
第四节　安装验收 …… (323)
一、设备对机房的要求 …… (323)
二、安装调试 …… (324)
三、质量控制 …… (325)

四、维护保养 …………………………………………………… (327)
五、保养时间表 …………………………………………………… (328)
第 14 章　数字 X 线摄影系统 …………………………………… (330)
第一节　计算机 X 线摄影 ………………………………………… (330)
一、CR 的分类和组成 …………………………………………… (330)
二、CR 的成像介质 ……………………………………………… (332)
三、CR 成像工作原理 …………………………………………… (333)
四、计算机图像处理技术 ………………………………………… (334)
五、CR 的安装调试 ……………………………………………… (335)
六、CR 验收项目与评价标准 …………………………………… (335)
七、CR 的使用注意事项与常规维护 …………………………… (337)
第二节　直接 X 线摄影 …………………………………………… (337)
一、DR 的组成 …………………………………………………… (337)
二、DR 的工作原理 ……………………………………………… (338)
三、DR 安装与保养 ……………………………………………… (341)
第三节　CR 与 DR 的比较 ……………………………………… (342)
第 15 章　数字减影血管造影 …………………………………… (344)
第一节　对 X 线机的要求 ……………………………………… (344)
第二节　专用支架…………………………………………………… (345)
一、支架结构 ……………………………………………………… (345)
二、支架功能 ……………………………………………………… (345)
第三节　导管床……………………………………………………… (346)
第四节　高压注射器………………………………………………… (346)
一、工作原理 ……………………………………………………… (347)
二、结构 …………………………………………………………… (348)
第五节　数字系统…………………………………………………… (348)
一、X 线成像链 …………………………………………………… (348)
二、图像采集 ……………………………………………………… (349)
三、计算机系统 …………………………………………………… (350)
第六节　DSA 系统的特殊功能 …………………………………… (351)
一、旋转 DSA ……………………………………………………… (351)
二、岁差运动 DSA ………………………………………………… (351)
三、3D-DSA ………………………………………………………… (351)
四、RSM-DSA ……………………………………………………… (352)
五、步进 DSA ……………………………………………………… (352)
六、自动最佳角度定位系统 ……………………………………… (352)
七、C 形臂 CT 成像 ……………………………………………… (352)
八、3D 路径图……………………………………………………… (352)
第七节　安装验收…………………………………………………… (353)

一、设备对机房的要求 …… (353)
二、安装调试 …… (353)
三、检测验收 …… (353)
四、图像质量检测 …… (353)
五、维护保养 …… (354)
**第 16 章　磁共振成像设备** …… (355)
第一节　概述 …… (355)
一、磁共振技术的物理基础 …… (355)
二、磁共振成像的基本原理 …… (355)
三、磁共振成像的特点 …… (357)
四、磁共振成像的临床应用和局限性 …… (358)
五、磁共振成像的主要技术参数 …… (358)
六、MRI 设备发展趋势 …… (359)
第二节　MRI 设备的分类和组成 …… (359)
一、MRI 设备的分类 …… (359)
二、MRI 设备的组成 …… (360)
第三节　磁体系统 …… (361)
一、磁体的性能指标 …… (361)
二、成像用磁体的分类 …… (363)
三、磁体系统的组成 …… (366)
第四节　梯度系统 …… (367)
一、梯度磁场的性能 …… (367)
二、梯度系统的组成 …… (369)
三、梯度线圈 …… (369)
四、全数字化梯度控制器 …… (371)
五、梯度放大器 …… (372)
六、梯度冷却系统 …… (372)
七、涡流的影响和补偿 …… (372)
第五节　射频场系统 …… (373)
一、射频脉冲 …… (374)
二、射频线圈 …… (374)
三、射频脉冲发射系统 …… (377)
四、射频信号接收系统 …… (378)
第六节　信号采样与量化 …… (379)
一、信号采样和采样保持 …… (379)
二、量化和量化误差 …… (380)
三、信号采集系统的构成 …… (381)
第七节　计算机影像重建与控制系统 …… (381)
一、主计算机系统 …… (382)

二、主计算机系统中运行的软件 …… (382)
三、数据处理与影像重建 …… (383)
四、影像显示 …… (383)
第八节 超导及低温系统 …… (383)
一、超导性与超导体 …… (384)
二、低温技术 …… (385)
三、超导环境的建立与失超保护 …… (386)
第九节 磁场的屏蔽 …… (388)
一、磁场与环境的相互影响 …… (388)
二、主磁体屏蔽 …… (390)
三、射频屏蔽 …… (391)
第十节 MRI 设备的维护保养 …… (391)
一、维护原则 …… (391)
二、验收 …… (392)
第十一节 质量保证和质量控制 …… (393)
一、概述 …… (393)
二、质量保证的物理基础 …… (393)
三、质量保证测试的分类 …… (393)
四、质量保证的参数 …… (393)
五、测量条件的记录 …… (394)
六、体模常用材料 …… (394)
七、磁共振成像的伪影及质量控制 …… (395)
八、伪影的质量控制措施 …… (395)
九、静音技术 …… (397)
**第 17 章 超声成像设备** …… (398)
第一节 概述 …… (398)
一、超声波成像基本物理量 …… (398)
二、超声波的物理性质 …… (399)
第二节 超声换能器 …… (400)
一、基本结构和工作原理 …… (400)
二、使用与保养 …… (401)
第三节 超声诊断仪电路 …… (402)
第四节 A 型及 M 型超声诊断仪 …… (404)
一、A 型超声诊断仪 …… (404)
二、M 型超声诊断仪 …… (405)
第五节 B 型超声诊断仪 …… (406)
第六节 超声多普勒系统 …… (408)
一、D 型超声诊断仪 …… (408)
二、彩色多普勒的优点 …… (409)

第七节　其他超声仪器……(410)
第八节　安装验收……(411)
一、超声设备安装……(411)
二、超声设备验收……(411)
三、日常保养维修……(412)
四、超声质量控制……(412)
五、图像分辨率……(413)
**第18章　核医学成像设备**……(415)
第一节　γ照相机……(415)
一、基本结构与工作原理……(415)
二、准直器……(418)
三、闪烁晶体……(420)
第二节　单光子发射型计算机体层设备……(420)
一、基本结构与工作原理……(421)
二、探测器……(421)
三、机架……(422)
四、控制台……(422)
五、计算机……(423)
六、外围设备……(423)
第三节　正电子发射型计算机体层设备……(423)
一、基本结构与工作原理……(423)
二、探测器……(425)
三、机架……(426)
四、计算机与外围设备……(426)
第四节　核医学成像设备的布局……(426)
一、核医学成像设备机房的选址……(426)
二、空间布局与γ射线防护……(427)
三、核医学成像设备机房的设计……(427)
第五节　核医学成像设备的安装与调试……(427)
第六节　核医学成像设备的验收……(428)
第七节　核医学成像设备的保养……(430)
一、保养内容……(430)
二、保养时间表……(431)
**第19章　共用数字设备**……(432)
第一节　医用相机……(432)
一、医用相机分类……(432)
二、医用激光相机……(433)
三、医用热敏相机……(439)
四、医用相机主要技术指标……(441)

五、集成网络影像打印系统 ……………………………………………………………… (441)
六、相机的影像质量控制 ……………………………………………………………… (442)
第二节　医用影像显示器……………………………………………………………… (443)
一、基础知识 ……………………………………………………………………………… (444)
二、医用平板液晶影像显示器 ………………………………………………………… (446)
三、医用 CRT 影像显示器 ……………………………………………………………… (448)
四、医用影像显示器的信号输入接口 ………………………………………………… (450)
五、医用影像显示器驱动卡 …………………………………………………………… (451)
六、医学影像显示器质量评价与管理 ………………………………………………… (451)
第三节　PACS 与远程放射学系统……………………………………………………… (452)
一、概述 …………………………………………………………………………………… (453)
二、PACS 系统 …………………………………………………………………………… (453)
三、远程放射学系统 ……………………………………………………………………… (459)
**第 20 章　影像中心的综合管理** …………………………………………………… (463)
第一节　影像中心的设计……………………………………………………………… (463)
一、位置选择 ……………………………………………………………………………… (463)
二、平面布局 ……………………………………………………………………………… (463)
三、机房 …………………………………………………………………………………… (464)
四、公共要求 ……………………………………………………………………………… (465)
五、电源及其地线 ………………………………………………………………………… (466)
第二节　影像中心的管理……………………………………………………………… (466)
**第 21 章　设备管理** ………………………………………………………………… (469)
第一节　设备的引进…………………………………………………………………… (469)
一、立项过程 ……………………………………………………………………………… (469)
二、选型定位 ……………………………………………………………………………… (470)
三、配置原则 ……………………………………………………………………………… (471)
四、招标 …………………………………………………………………………………… (471)
五、合同 …………………………………………………………………………………… (472)
第二节　验收…………………………………………………………………………… (473)
一、海关手续 ……………………………………………………………………………… (473)
二、商检 …………………………………………………………………………………… (473)
三、到货验收 ……………………………………………………………………………… (474)
第三节　安装验收……………………………………………………………………… (474)
一、前期准备 ……………………………………………………………………………… (474)
二、安装 …………………………………………………………………………………… (475)
三、检测验收 ……………………………………………………………………………… (475)
第四节　设备管理……………………………………………………………………… (476)
一、设备管理的任务 ……………………………………………………………………… (476)
二、医学影像设备管理的内容 ………………………………………………………… (477)

三、操作规程 …… (477)
四、人员上岗培训 …… (478)
第五节 资料管理 …… (479)
一、档案管理 …… (479)
二、射线设备证书 …… (480)
实验 …… (481)
实验一 参观医院影像科，认识 X 线机 …… (481)
实验二 X 线管的检查与试验 …… (481)
实验三 X 线管的更换 …… (482)
实验四 认识高压发生器及部件 …… (483)
实验五 常用控制开关的使用 …… (484)
实验六 接触器、继电器的使用与参数测定 …… (485)
实验七 控制台操作训练 …… (486)
实验八 谐振式磁饱和稳压器的特性 …… (487)
实验九 晶体管限时器制作 …… (487)
实验十 电源电路的连接与测试 …… (488)
实验十一 灯丝电路的连接与测试 …… (489)
实验十二 高压变压器初级电路的连接与测试 …… (491)
实验十三 高压次级与管电流测量电路实训 …… (492)
实验十四 单相全波整流电路的工作特性 …… (493)
实验十五 倍压整流电路的工作特性 …… (494)
实验十六 容量保护电路校准及排除故障实训 …… (495)
实验十七 旋转阳极启动延时保护电路的连接与测试 …… (496)
实验十八 小型 X 线机电路结构及操作练习 …… (497)
实验十九 中型机电路结构识别 …… (498)
实验二十 XG-500 型 X 线机操作练习 …… (499)
实验二十一 程控 X 线机的操作练习 …… (499)
实验二十二 逆变式 X 线机操作练习 …… (500)
实验二十三 X 线机灯丝逆变电路 …… (501)
实验二十四 影像增强电视系统操作实训 …… (502)
实验二十五 全电视信号观察与测量 …… (503)
实验二十六 辅助装置操作练习 …… (504)
实验二十七 X 线机的机件安装 …… (504)
实验二十八 X 线机的通电试验 …… (505)
实验二十九 X 线机曝光参数测试与调整实训 …… (508)
实验三十 X 线机综合故障排除实训 …… (512)
实验三十一 X 线机的维护实训 …… (513)
实验三十二 电源电阻及接地电阻的测量 …… (514)
实验三十三 CT 设备的操作实训 …… (515)

实验三十四　参观数字影像设备……………………………………………………………（515）
实验三十五　参观医院 MRI 设备 …………………………………………………………（516）
实验三十六　超声诊断仪的调试与使用……………………………………………………（516）
实验三十七　影像中心的综合设计…………………………………………………………（518）
实验三十八　激光相机的使用………………………………………………………………（519）
**参考文献**……………………………………………………………………………………（520）
**附录 A　医学影像设备常用名词中英对照** ……………………………………………（521）
**附录 B　XG-500 型 500mA X 线机电路图** ……………………………………………（525）
**附录 C　CPU 电路**…………………………………………………………………………（526）

# 绪　论

医学影像设备学是研究医学影像设备的基本结构、基本原理、性能、质量保证和维护管理的学科。

## 第一节　概　　述

### 一、医学影像设备的定义

医学影像设备是指利用专门成像机制，以非介入方式获取人体（活体）内部结构有关信息的设备。如X线成像设备（含X线透视、摄影、DSA及CT）、磁共振成像设备（MRI）、超声成像设备、核医学设备等。

### 二、广义医学影像设备

随着医学影像设备数字化的发展，自成系统的影像设备定义受到挑战。

胶片作为传统X线摄影的接受介质正被检测器所代替，接受介质由器材发展为设备。CR及DR成像系统都是以X线为成像能源，是X线成像链的一部分，属于影像设备。

周围设备：作为数字成像显示终端（观察设备）的显示器，印制照片的激光相机，传输、存储数字图像的PACS等，是当今影像设备不可缺少的配套设备，都属于影像设备的范畴。

本书分三部分，分别介绍X线机、数字影像设备（CT，DSA，MRI及超声、核医学等）、共用设备及设备管理。

### 三、影像设备的重要性

获取人体内部信息，可以使医生了解人体内部病变是否存在，其范围、形状，与周围器官的关系，这扩展了医生的感官；有的设备还能观察脏器功能的改变，对诊断疾病具有至关重要的作用。各种成像机制的影像相互印证，可以提高诊断正确率。影像诊断正成为临床诊断的重要依据，成为临床医生的可靠助手。

影像设备的发展促进了医学的发展，改变了医生传统的工作方式。特别是影像后处理的发展，可以使医生在手术前清楚了解体内病变的三维情况、状态，与手术所见基本相同，据此可事先制定适当手术方案，提高了手术成功率，缩短了手术时间。影像学已成为医生不可缺少的依赖手段。

医学影像设备是高价值、高科技含量产品，都属于大型医疗设备。影像设备在医院资产中占有与不动产相当的比例，且更新周期短。正确的维护、管理对减少影像设备的运营成本至关重要，所以本学科备受重视。

# 第二节　影像设备的发展

## 一、X线的发现和发展

X线是医学影像学的基础，已经有百余年的历史。X线是1895年11月8日德国物理学家伦琴(W. C. Röntgen)在做阴极射线管试验时偶然发现的。X线的特殊性能使它很快就被应用到医学检查中。

迄今，X线管经历了几个重大发展阶段：先是由早期的充气管到真空管的发展，提高了X线量的可控性(1913)；然后是从固定阳极发展到旋转阳极，提高了输出功率和图像质量(1929)；第三个发展是高速旋转阳极和复合材料阳极，进一步提高了输出功率和连续使用能力(20世纪60年代)；第四个发展是整管旋转、阳极盘直接油冷却、电子束定位方式，使X线管连续使用能力提高到一个更高水平(2003)。

X线机的高压部分早期使用感应线圈供电，裸高压线、裸X线管方式，1910年发展为工频升压真空管高压整流方式。1928年制成高压电缆，X线机发展到防电击、防辐射方式。到20世纪60～70年代，自动控制、程序控制技术使用到X线机，大型机组变得十分复杂、庞大，但总体上仍属于电工元器件产品。1982年，采用逆变方式的X线高压发生装置实用化，逆变频率不断提高，加之计算机技术的使用，X线高压发生系统进入完全电子产品时代，系统又经历了由繁到简、脱胎换骨的进化。

1951年出现了影像增强器。影像增强X线电视使X线机发生了一场方式革命，是X线机一个里程碑式的进步。此前透视工作一直在暗室中进行。影像增强器的诞生，使电视系统引入了X线领域，使医生从暗室检查和辐射现场中解脱出来。到1961年隔室操作多功能检查床出现，20世纪70年代后得到广泛应用，胃肠透视检查进入遥控时代。由于影像增强器的使用，电视成为基本观察手段；电影技术也被引入X线系统，成为动态器官检查的记录手段，从20世纪60年代到20世纪90年代是心血管专用机的主要记录方式。到21世纪初，平板检测器可用于采集动态及静态图像，增强电视系统在X线领域的应用也将成为历史。

## 二、CT的发明和发展

CT于1972年问世，由英国EMI公司工程师Housfield发明。CT的诞生使X线进入数字时代，进入了层面影像时代，是X线在医学应用的一次重大革命。

CT诞生以来，经历扫描模式发展为主的初期阶段(20世纪70年代)，扫描速度和图像质量提高的巩固阶段(80年代)，螺旋CT阶段(90年代)和多层螺旋阶段发展成为一种主要的影像设备。

CT一直向着追求扫描速度、扩展功能和改善图像质量的方向发展。

20世纪70年代是CT的初期阶段。扫描速度由初期的数分钟，发展到数秒钟；由单纯头颅扫描发展到全身扫描。80年代是CT的巩固提高阶段。第三、第四代方式都在发展、完善。这期间主要是扫描速度和图像质量的提高巩固。扫描速度发展到1s，后期出现了滑环技术，并有滑环CT面市，这为螺旋CT的诞生打下了基础。

20世纪90年代是螺旋CT发展阶段。螺旋CT采用容积数据采集，可以在任意位置回顾

性重建断面图像，后处理技术受到重视，螺旋扫描是 CT 技术的重大发展。扫描速度至 90 年代末发展到 0.5s。多层螺旋 CT 首创于 1998 年，发展于本世纪。其重大进步在于实现了各向同性，使后处理图像质量大幅提高，从此后处理图像成为 CT 图像观察的主要手段。扫描速度提高，提高了时间分辨率，使血管成像分期明晰，进一步扩大了使用范围。

## 三、数字化放射科

在 CT 诞生之前 70 余年里 X 线一直是模拟成像。透视、摄影是观察人体内部结构的惟一手段。作为图像记录的胶片，集影像的探测、显示、传输、存储功能于一身。数字影像将这些功能分解、单独最优化，使各环节的潜能得以充分发挥，相关技术得以应用。

CR(computed radiography)使用成像板(IP)采集 X 线摄影信息(1982)，计算机处理成像。DR(direct radiography)使用平板探测器(FPD)采集信息(1997)，然后计算机处理成像。均使用专用显示器阅读、网络传输、数字记录。所有计算机的先进技术都得以应用。数字影像设备将影像设备推向先进仪器的最前沿。

DSA 诞生于 1980 年。最初人们希望用于实现静脉注射对比剂获得动脉影像，以后感到比较困难。但数字化的心血管造影设备给人们提供了许多方便：立即观察记录的图像、看到造影结果，不必等待快速换片器的照片冲洗，更不必等待复杂的电影胶片冲洗过程。这对心血管造影是十分可贵的。所以 DSA 很快受到欢迎，并得到大力发展。这之前，心血管专用 X 线机是最复杂、庞大的 X 线系统。DSA 的软件功能代替了笨重的快速换片器和控制使用都十分复杂的电影摄影机。心血管 X 线机从此得以简化。平板探测器的应用会使心血管 X 线机得到进一步提升和简化。

数字记录手段的发展在影像设备上得到及时应用。软盘、硬盘、磁光盘、光盘都在影像设备中广泛应用。使影像设备的记录手段跟上了技术的发展。

在医学影像数字化后的发展阶段，照片还是必须的。最先是使用多幅相机印制照片。多幅相机使用平板监视器显示影像，将此影像用光学镜头成像在胶片上使之曝光成像。一幅“14×17”胶片上可容纳十几、几十幅图像，所以称为多幅相机。由于成像环节多，图像质量受到限制。20 世纪 90 年代初发明了用密度信号调制激光束，直接使胶片感光成像的相机，称作激光相机。初期的激光相机采用湿法显像，后期出现了干法(热)显像的激光相机。同时出现的还有一种直接热成像的相机。它没有激光环节，热敏头直接使胶片显像。

PACS 是为医学图像传输、存储开发的专用系统。在该系统，图像获得后可立即传输到各个相关部门，为会诊、术中参考、教学、科研提供了方便条件。避免了照片借阅、归档的麻烦和丢失的烦恼。PACS 的广泛应用将使胶片的应用成为过去，并拉近了医学和工程的距离。目前完备的 PACS 系统成本较高，无控制的复制也产生了类似“知识产权”、“隐私权”等问题。这给管理提出了新课题。

图像还可通过光缆、通讯网络传向外院、外地。医生无论在何处只要有计算机和网络就可接受图像进行诊断，对危重病人的及时处理提供了极大方便。使偏远地区也能享受最高水平的医疗服务。数字影像带来的好处十分明显，已成为医学影像学发展的新的平台，现代效率的必须。

## 四、MR的应用和发展

磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)的物理基础是已经应用超过50年的化学分析技术——核磁共振(nuclear magnetic resonance,NMR)技术的延伸。它通过测量人体组织中氢质子的磁共振信号,实现人体任意层面成像。20世纪80年代MRI设备应用于临床。

磁共振成像技术组织分辨能力高:能显示体内器官及组织的形态、功能和成分,其信号含有较丰富的组织生理、生化特征信息,提供器官组织或细胞新陈代谢方面的信息。

磁共振成像设备可分为低场和高场:低场主要以开放式磁体为主,主要用于基层医院及介入诊疗。高场具有成像信噪比高、成像速度快、空间分辨率高、功能多等特点,除具有低场设备的常规功能外,还能进行人体器官功能成像及机体代谢变化的观察。

由显示解剖结构信息向显示功能信息发展:灌注加权成像、弥散加权成像、脑血氧水平依赖成像、频谱成像等多器官功能成像已广泛应用于临床和科研。

由宏观向微观发展:出现了分子影像学这一新概念和新领域,极大地拓宽了磁共振成像的应用范围。

0.5T以下多为永磁或常导磁体;1.0T以上都为超导磁体。现在3.0T的磁共振成像系统已大量用于临床,9.0T的磁共振成像系统也在进行医学应用的试验中。

磁体结构的发展由封闭型向开放型发展,由长磁体向短磁体发展;梯度线圈在工作中随着梯度场的变化会发出振动噪声,现在硬件降噪技术和软件降噪技术已广泛应用。这些在很大程度上提高了病人的舒适度。

开放式磁体解决了病人的幽闭感,也为开展介入治疗提供了条件。迄今尚未见到MR对人体危害的报道,所以在磁共振引导下进行介入治疗,不必顾及对人体的负面影响。

## 五、超声成像的发展

超声成像是利用超声波(ultrasound)的透射和反射现象,对人体组织器官形态结构进行观察的检查方法。超声检查具有实时、无创、可移动和应用广泛的特点。这与其他现代医学影像检查技术形成互补。

超声诊断始于20世纪40年代,50年代初期应用于临床。70年代实时成像得以应用。期间,超声检查技术由早期的幅度调制型(A型)发展为辉度调制型(M型),又发展为二维显示的B型超声。80年代声学多普勒效应用于超声诊断(D型)。90年代三维超声和介入超声得以实现。现在已经有了多种多样的超声诊断仪供临床应用。近来超声造影技术发展迅速,对于鉴别病变性质、评估肿瘤的治疗效果有重要意义。

随着超声医学工程技术的进步,由机械扫描发展到线阵和凸阵扫描、相控阵扫描,提高了图像的线密度,改善了图像质量。超声探头向宽频带、中心频率可变方向发展,这拓展了探头的应用范围,改善了图像质量。由体外探头发展到各种腔内、管内探头,扩展了超声的应用范围。由早期的灰阶显示、彩阶显示发展到彩色显示,提高了对回声的识别能力。超声技术还由单纯诊断扩展到治疗领域,主要有体外冲击波碎石、高强度聚焦超声等。高强度聚焦超声是向癌组织发射聚焦高能超声,组织吸收声能产热,利用局部升温来杀死或抑制癌细胞。

聚焦技术由早期的固定聚焦发展到多段聚焦。世纪之交,又出现了数字化波束形成器,由单纯发射聚焦发展到接收环节的连续动态聚焦。该技术优化了超声波声束,减少了噪声及旁

瓣效应，提高了图像的分辨率和成像速度。由于超声的无创、实时，简便易行、实用范围宽的特点，正被越来越广泛地应用。

## 六、核医学设备的发展

核医学设备是通过测量人体某一脏器或组织对标记有放射性核素药物的选择性吸收、储聚和排泄等情况，实现人体功能成像，观察其代谢功能的装置。主要有γ相机、单光子发射型CT(single photon emission CT,SPECT)和正电子发射型CT(positive emission CT,PET)。

γ相机可对脏器进行静态或动态照相检查。动态照相主要用于心血管疾病的检查。SPECT具有γ相机的全部功能，并具有体层成像功能，明显提高了诊断病变的定位能力，在临床上得到日益广泛的应用。SPECT能做动态功能成像检查从而进行早期疾病诊断。但图像质量和空间定位不如X线CT，一般情况下，核医学成像的横向分辨率很难达到1.0cm。核医学成像检查时要使用放射性药物。PET适合做人体生理和功能方面的研究，尤其是对脑神经功能的研究。与X线成像具有互补作用。CT-PET就是这两种检查技术有机结合的产物。

（山东省医学影像学研究所　秦维昌）

# 第1章 X线机的构成与发展

本章主要介绍X线机的发展简史、X线机构成与分类的有关知识。

## 第一节 X线机的发展简史

随着科学技术的发展，X线机同其他科技产品一样也在不断地发展和完善。尤其是近20多年来，计算机技术、电子工程、影像转换技术及互联网的飞速发展，促进了医用X线设备的改进和发展，为获得高质量的X线影像奠定了基础，为提高X线影像诊断水平提供了有力保障。X线机的发展大体分为四个阶段。

### 一、裸管X线机阶段

1895年发现了X线，同年德国西门子公司制造了世界上第一只气体电离式X线管，并成功地拍摄了人手和猎枪的X线照片。此时X线的应用尚处于试验时期，X线设备十分简单。X线机主要由冷阴极含气离子管、产生高压的感应圈及静电起电机组成。X线管是风冷式含气离子管，靠电离获得电子源。X线管所需要的高压是由蓄电池通过笨重的感应圈或者巨大的静电起电机产生，并用裸线输送给X线管，没有防电击、防散射设施。因此X线质量极差，只能拍摄组织密度差别较大的骨骼和异物。X线机容量小、输出效率低，管电压仅为40～50kV，管电流仅1mA。拍摄一张手部照片需要30min，拍摄一张骨盆照片需要40～50min，操作既不方便，也不安全。

### 二、防辐射、防电击X线机阶段

1913年美国生产出了第一只高真空热阴极固定阳极X线管(简称固定阳极管)，应用于X线机上。1915年高压真空管问世，高压变压器及高压真空管整流技术也相继投入使用。X线机的结构有了很大发展和改进，不仅有了较完善的控制X线质和量的电路结构，而且有了配套摄影、诊断及治疗所需的机械辅助装置，X线质量有了很大的改善和提高，X线机进入了实用化阶段。

1929年旋转阳极X线管研制成功，旋转阳极X线管具有焦点小而功率大的优点。一方面增加了X线机的输出功率，改善了X线影像的质量，开辟了活动性器官检查的领域，另一方面X线机的结构向更完善更精密的多功能自动化方向发展。高压供给由原来的裸线输送方式发展为防电击的高压电缆输送方式。在X线管、主机及各附属设备的结构上，增加了X线的防护措施，使X线机进入了防辐射、防电击的新阶段。

### 三、程序控制X线机阶段

随着计算机的普及与应用，计算机控制技术引入到X线机的生产制造中，使得X线机的管电压、管电流、曝光时间的控制更为精确；采用计算机软件使得X线机中的零相位合闸、空

间电荷抵偿、自动降落负载等技术更容易实现；采用计算机软件使得曝光条件的设定自动化，容量保护自动化，X线机故障诊断自动化；控制台采用数字显示，可方便、准确地进行多功能、多部位检查指令的输入。

程序控制X线机操作简单、功能多、用途广，机器的自动化程度大大提高，是工频X线机的一个重要发展方向。

### 四、逆变X线机阶段

早在20世纪50年代高频逆变技术就已应用于航空航天领域。采用高频逆变技术生产制造的电机、变压器体积小，重量轻，是飞行器的理想参数。采用逆变技术的电子开关可在任意瞬间接通和断开电源，使得逆变技术在X线机中的应用受到重视。

20世纪70年代末出现了X线高压发生装置主电路和灯丝电路采用400Hz至20kHz交流电源供电的设备，当时称为中频X线机，频率大于20kHz则称为高频X线机。这类X线机要先将工频交流电（我国为50Hz）变成直流电，再将此直流电变为一定频率的交流电送变压器，这一变频技术叫逆变技术。这种逆变X线发生装置现在已经普及，国产逆变X线发生装置也已批量生产。当今逆变频率高达100kHz。

与工频X线发生装置相比，高频X线发生装置具有以下优点：体积小、重量轻、结构紧凑；管电压、管电流及曝光时间参数精度高，曝光时间短至1ms，可进行快速摄影；输出X线高能单色性好，成像质量高。因此，世界上某些发达国家已明文停止工频X线机的生产，以高频X线机取代之。

## 第二节 X线机的构成

X线机型号多，结构、功能及功率差异较大，但其基本构成可分为两大部分，即X线发生装置和X线辅助装置。X线发生装置由控制装置、高压发生装置及X线管组件三部分组成，辅助装置由机械装置和影像系统装置等组成。以上各装置的有机组合构成了一台完整的X线机。图1-1是X线机的基本组成及控制关系框图，图中示意了各装置之间的联系和控制关系。

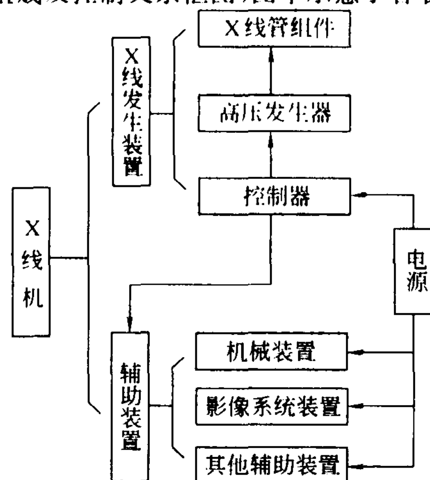



图1-1 X线机基本组成及控制关系

## 一、X线发生装置

X线发生装置习惯上称为主机，包括控制器、高压发生器及X线管组件三部分。如图1-2所示，通过对这三部分器件的有机调控，可产生X线。

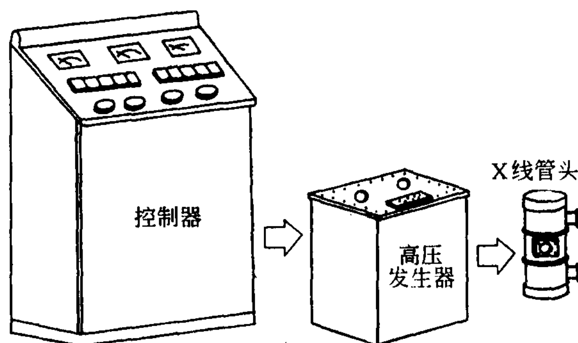



图1-2 X线机发生装置

X线发生装置的最小系统是指能完成X线发生与停止的最基本电路，它包括灯丝电路、高压发生电路、控制电路及限时电路等。其组成如图1-3所示。

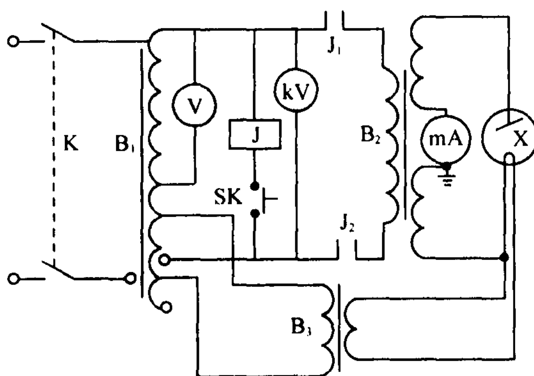



图1-3 X线发生装置基本电路

### （一）控制器

控制器又称为控制台，它是操作者输入检查病人所选择的技术方式、管电压、管电流及曝光时间等参数指令的装置，该装置通过内部控制去控制其他相关设备以产生X线，故控制台是控制X线的质和量的装置。

在结构上控制器分为面板结构和内部结构两部分，主要由低压元件及由低压元件组成的电路合理集中布局而成，详细结构将在第4章中介绍。

### （二）高压发生器

高压发生器是为X线管提供灯丝加热电压和直流高压的装置。它以铁壳油箱的形式封装了高压变压器、高压整流元件、高压交换闸、灯丝变压器等高压元件，它在控制器的控制下输出高压及灯丝加热电压给X线管以产生X线。详细结构将在第3章中介绍。

**(三)X线管组件**

X线管组件主要由产生X线的球管及其管套组成,它是直接产生X线的器件,被称为X线机的“心脏”,详细结构将在第3章中介绍。

## 二、X线机的辅助装置

X线机的辅助装置是为满足临床工作的需要、方便病人检查而设计的各种配套设备,相对于主机来说称为附属装置。主要有:支持X线管组件的装置,如天轨、地轨、立柱、悬吊架等;支撑病人检查体位用的各种检查床,如摄影床、诊视床等;将X线信息转换为电视图像的影像增强器、摄像机、监视器及各种特殊检查用的各种配套设备等。

图1-4是X线机几种常见的辅助装置。不同型号X线机的辅助装置数量和功能是不完全相同的。一般功率大、功能多的X线机,其辅助设备的数量就越多,结构就越复杂。

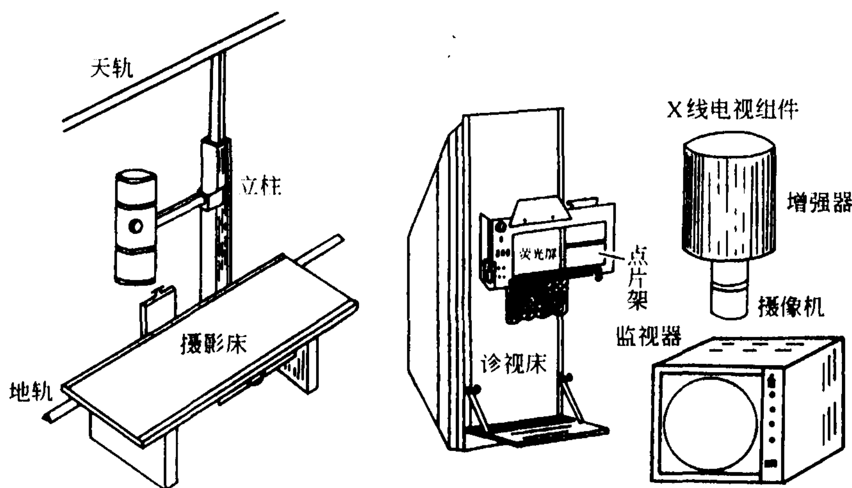



图1-4　X线机辅助装置

# 第三节　X线机的分类

按照使用目的不同,X线机分为诊断用X线机和治疗用X线机两大类。诊断用X线机的分类如下:

## 一、按主机功率分类

按照X线发生装置的标称功率,习惯上将X线机分为小型、中型及大型三类。

**(一)小型X线机**

指X线发生装置的标称功率在10kW以下的X线机。这类X线机体积较小、重量较轻、功能较少(图1-5)。其管电压一般不超过100kV;管电流不超过100mA,主要用于床旁等非固定场地的检查,常设计为移动式,或固定于骨科、或固定用于透视等单一功能的检查。

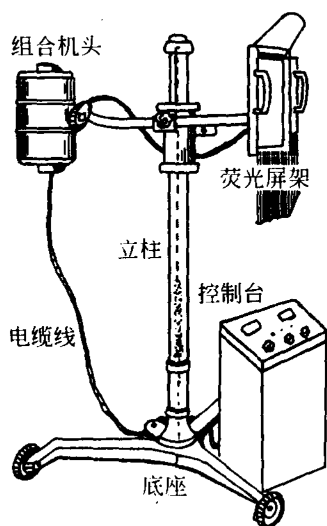



图 1-5　小型 X 线机

**(二)中型 X 线机**

指 X 线发生装置的标称功率在 10～40kW 之间的 X 线机。这类 X 线机的管电压为 100kV 或 125kV，管电流一般在 100～500mA 之间。与小型机相比，其体积较大、重量重，固定安装在放射科(图 1-6)，对电源、防护有严格要求；结构复杂，辅助装置多，常配有双床双管；功能多，除进行一般透视和摄影外，还能进行造影检查及特殊检查。

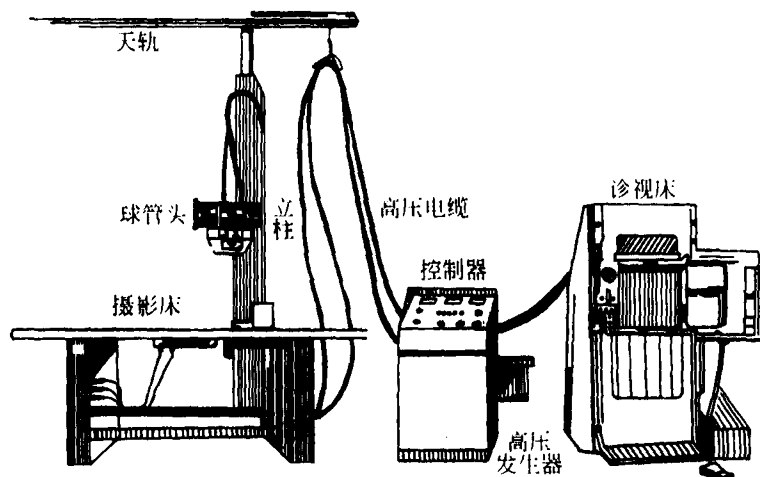



图 1-6　中型 X 线机

**(三)大型 X 线机**

指 X 线发生装置的标称功率在 50kW 及以上的 X 线机。这类 X 线机的管电压高达 150kV，管电流最大可达 500mA 以上。与中型机相比，结构更复杂，输出功率更大，使用范围

广，一机多用。另外辅助装置更多，常配有双床双管或双床三管，X线管组件的支持装置多采用悬吊装置，一般配有X线电视系统。功能多，除具有中型机的功能外，根据需要可开展数字胃肠点片、心血管检查等（图1-7）。

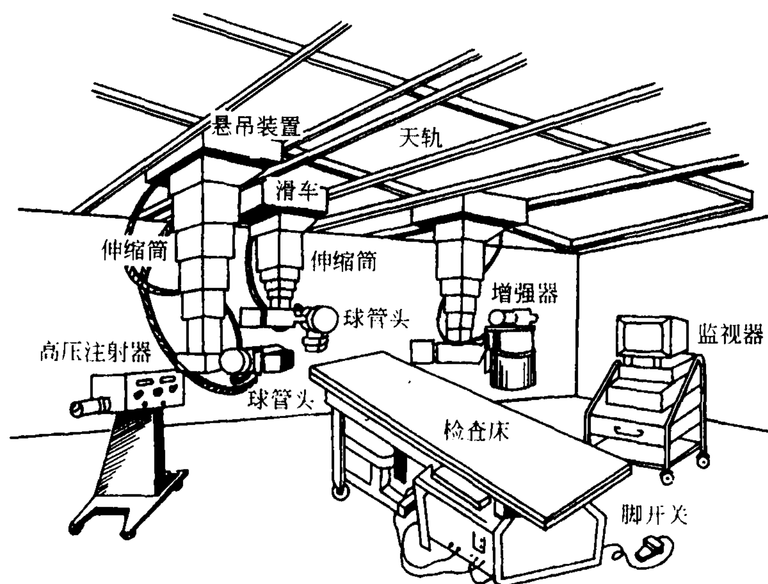



图1-7 大型X线机

## 二、按主电路工作方式分类

按X线发生装置主电路的工作方式分为工频X线机、逆变式X线机和电容充放电X线机三种。

### （一）工频X线机

这类X线机采用工频交流电（我国为50Hz，有的国家为60 Hz）作为工作电源，工频直接升压供X线管使用。目前，这类X线机在我国广大基层医院仍占主体地位。程控X线机使用工频直接升压，故属于工频X线机。

### （二）逆变式X线机

这类X线机主电路采用逆变技术，先将工频交流电变成直流电，再将直流电变为400Hz以上的交流电供给高压发生器。灯丝电路也采用逆变技术。逆变式X线机又称为高频X线机，是高端X线机的发展方向。

### （三）电容充放电X线机

这类X线机采用栅控三极X线管，曝光前先对高压电容充电至所需高压且加在X线管两端，曝光时控制栅极电位（负电位消失）使X线管产生X线。此种X线机对电源要求低，主要用于病房进行床旁摄影或安装在流动车上工作。

## 三、按用途分类

**(一)通用 X 线机**

这类 X 线机具有多种功能,能进行透视、摄影等多种方式的检查,适合做多种疾病、多个部位的检查,主要用于综合性医院。

**(二)专用 X 线机**

这类 X 线机是专为某些专科疾病的检查而设计的,一般配有方便于专科疾病检查用的各种辅助装置,主要用于专科性的医院及综合性医院的专科检查。如透视专用 X 线机、摄影专用机、消化道造影用的胃肠专用机、牙片专用机、乳腺摄影机、泌尿科专用机、手术室用的 X 线机及模拟定位机等。

(四川省雅安职业技术学院　樊先茂)

# 第2章　医用诊断X线管

X线管是X线机将电能转化为X线能量、产生X线的直接元件。

自X线机出现以来，X线管的结构、性能、功率经历了不断改进的过程。1895年德国西门子公司首先制成了第一只气体电离式X线管，是冷阴极含气离子管，X线效率低。1913年美国制成了真空热阴极固定阳极X线管，X线的发生率大大提高，使X线机进入了实用化阶段。1923年又制成了双焦点X线管，提高了X线机的功率和清晰度，更能满足临床工作的要求。1929年荷兰Philips公司开始商品化生产旋转阳极X线管，它具有焦点小、功率大的优点，得到更广泛的应用。随着医学影像科技的发展，又开发出了金属陶瓷大功率旋转阳极X线管，与旋转阳极X线管相比，延长了X线管寿命，提高了X线管效率。

本章主要介绍医用诊断X线管的结构、特性、使用等知识，对特殊X线管作简要介绍。

## 第一节　固定阳极X线管

固定阳极X线管由阳极、阴极和玻璃管壳三部分组成(图2-1)。

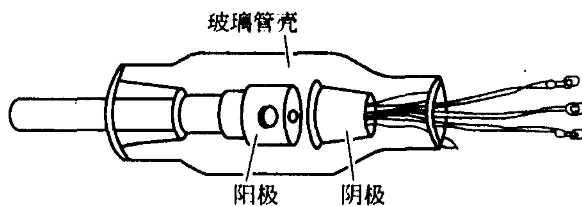



图2-1　固定阳极X线管结构

### 一、构　　造

**(一)阳极**

阳极由阳极头、阳极柄、阳极罩三部分组成(图2-2)。阳极的作用有：①加正高压，吸引和加速阴极电子高速撞击靶面产生X线；②将热量经阳极柄传导出去；③吸收二次电子和散乱射线。

1. *阳极头*　阳极头由钨靶面和铜体组成。靶面承受阴极电子的轰击，产生X线。由于X线发生时将伴随大量的热量产生(有资料表明，在一次撞击中有1%的能量转换为X线能，99%的能量转换为热量)，靶面的工作温度很高，因此，靶面材料一般选用熔点高(3 370℃)、原子序数大(74)、蒸发率低的钨制成，故称钨靶面。但钨的导热率低，产生的热量不能很快地传导出去，因此，通过真空熔焊的办法把钨靶面熔焊在导热系数大的无氧铜铜体上，构成阳极头。这样阳极头在高效率地产生X线的同时，也具有良好的散热能力。

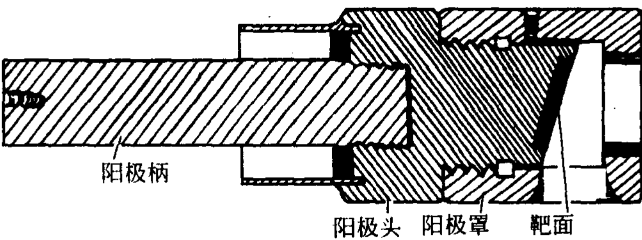



图 2-2 固定阳极 X 线管阳极结构

2. 阳极柄 阳极柄是阳极引出管外的部分，它由普通铜（紫铜）制成，并与阳极头连接，浸泡在高压绝缘油中。它的作用是将阳极头的热量传导到高压绝缘油中，热量在油中扩散，从而提高了阳极的散热能力。

3. 阳极罩 阳极罩又名阳极帽，用含有一定比例钨的无氧铜制成，套在阳极头上。阳极罩有两个窗口：正对阴极的窗口是阴极电子束的入口，侧面正对靶面中心的窗口是向外辐射 X 线的出口，有的 X 线管在该出口上加装金属铍片，以吸收软 X 线。

当阴极电子束高速轰击靶面产生 X 线时，靶面因反射而释放出部分电子，称为二次电子。二次电子的危害有：①撞击到玻璃管壳内壁上，使玻璃温度升高而产生气体，降低管内真空度；②部分二次电子附着在玻璃壁上，使玻璃壁负电位增加，造成管壁电位分布不均匀，其结果使管壁产生纵向应力，易致玻璃管壁的损坏；③二次电子是散乱的，当它再次轰击靶面时，会产生散射 X 线而使 X 线成像质量降低。因此，在阳极头上加装阳极罩来吸收二次电子，它能吸收 50%～60%的二次电子。

此外，阳极罩可以吸收部分散射 X 线，从而保护 X 线管和提高成像质量。

**(二)阴极**

阴极由灯丝、聚焦槽、阴极套和玻璃芯柱组成（图 2-3），主要结构是灯丝和聚焦槽。阴极的作用是发射电子，并经聚焦形成一定形状和大小的电子束。

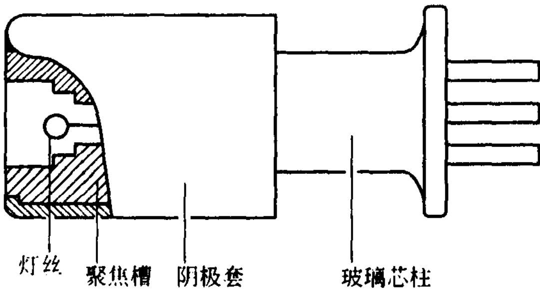



图 2-3 固定阳极 X 线管阴极结构

1. 灯丝 灯丝的作用是产生电子。它由具有较好的电子发射能力，且熔点高、蒸发率低的钨材料制成，绕制成螺旋管状。

根据热电子发射原理，在灯丝上加上电压就产生灯丝电流（钨丝电阻为定值），钨丝温度逐渐上升，至一定温度值（约2 100K）时开始发射电子。发射电子的数量取决于灯丝温度的高低，所以调节灯丝电压，也就调节了灯丝温度，调节了阴极发射电子的数量，调节了管电流，调节了X线量。

灯丝温度与电子发射能力成非线性关系（图2-4），由图中可知，当灯丝温度升高到一定数值后，灯丝才开始发射电子，但发射量不大。当温度从2 400K升至2 600K时，灯丝温度增加很小（200K），电子发射量却增加数倍（从约150mA/cm²猛增到700mA/cm²，即增加了4倍），这个特点要求在调整X线机的管电流时，应特别小心，以免损坏X线管。

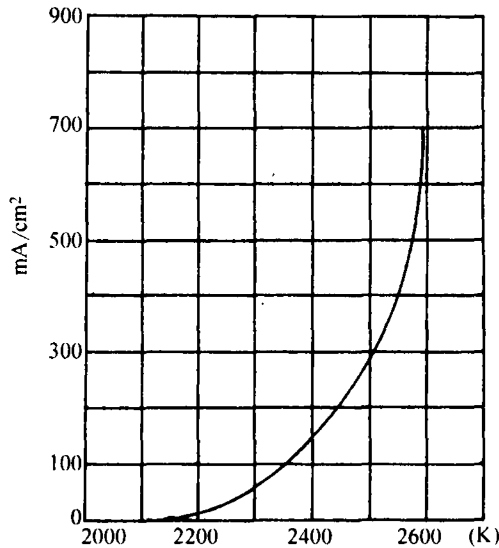



**图2-4　灯丝电子发射特性曲线**

灯丝燃亮时间越长，累积温度就越高，钨丝蒸发就越快，灯丝寿命就越短。如果灯丝电流比额定值升高5%，灯丝寿命将会缩短一半。所以X线管的灯丝电流应严格限制在额定值以下，使用时要尽量缩短灯丝的燃亮时间。

双焦点X线管有两根灯丝（图2-5），一根灯丝较长，发射的电子多，形成大焦点；另一根较短，形成小焦点。其阴极有三根引线，其中一根为两个灯丝的公用线，另二根分别为大、小灯丝的另一端引线。

2. **聚焦槽**　聚焦槽又名阴极头、聚焦罩、集射罩，它是由纯铁或铁镍合金制成的长方形槽，其作用是对钨丝发射的电子进行聚焦。钨丝加热产生大量电子，由于电子之间存在着排斥力，致使外围电子向四周扩散呈发散状。为使电子束聚焦成束状飞向阳极，将灯丝安装在直形凹槽或阶梯形凹槽中心，灯丝的一端与聚焦槽相连，获得相同的负电位，借其几何形状形成对电子束向中心靠拢的聚焦。图2-6为阶梯形凹槽的电子聚焦轨迹，图中实线代表灯丝前方电子的运动轨迹，形成主焦点；虚线代表灯丝侧后方电子的运动轨迹，形成副焦点。

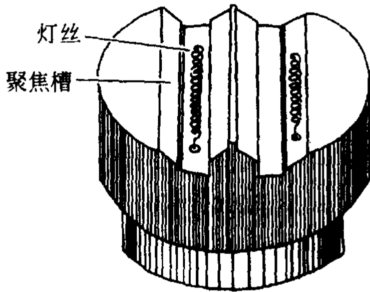



图 2-5 双焦点 X 线管阴极结构

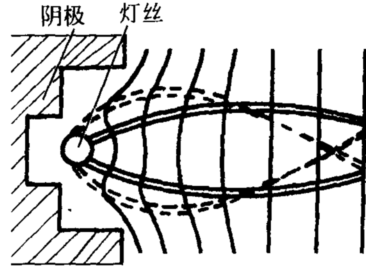



图 2-6 阶梯形凹槽的电子聚焦轨迹

**（三）玻璃管壳**

玻璃管壳由耐高温、绝缘强度高、膨胀系数小的钼玻璃制成，其作用是：①支撑阴极与阳极，保证其几何中心正对，即灯丝中心与靶面中心正对；②保持管内真空度，一般其真空度应保持在 $1.33\times10^{-6}$Pa 以下，以提高灯丝电子到达阳极的效率。

X 线管工作时阳极的温度很高，玻璃管壳和阳极头铜体膨胀系数不同，两者不宜直接焊接，故两者之间镶嵌可伐（Kovar）圈，它是由含 54％铁、29％镍、17％钴组成的合金圈，它的膨胀系数介于两者之间，同时与钼玻璃膨胀系数相近，从而避免因温度变化而造成的裂隙及玻璃碎裂，导致真空度下降。

有的 X 线管还将 X 线出口处玻璃加以研磨，使之略薄，以减少玻璃对 X 线的吸收。

## 二、X 线管产生 X 线的过程

阴极灯丝提前加热至预定温度后，在 X 线管的两端加上阳极为正、阴极为负的高压，阴极灯丝产生的电子束在高压电场的作用下便高速地冲向阳极，轰击靶面，进行能量转换，产生 X 线。由此可见，产生 X 线必备三个条件：①阴极灯丝加热产生的电子源；②由管电压所决定的高速电子流；③碰撞物质靶面。

X 线的产生经历了电能、动能、X 线能的转换过程，管内的真空度保证了阴极电子到达阳极的能量和数量，提高了转换效率。工作中为了延长灯丝的寿命，常设计为灯丝先加低压处于低温预热状态，曝光时瞬间增温到预定温度后产生 X 线，曝光完毕后灯丝又回到低温预热状态，以此来保护 X 线管。

## 三、X 线管的焦点

在 X 线成像系统中，X 线管的焦点对成像质量影响很大。X 线管的焦点分为实际焦点和有效焦点两种。

**（一）实际焦点**

实际焦点是阴极电子在阳极靶面上的实际轰击面积。因 X 线管的灯丝绕制成螺旋管状，其发射的电子经聚焦后轰击在靶面上的形状就成为长方形，故实际焦点又称为线焦点。

实际焦点的形状是由灯丝的形状决定的，由于灯丝位于聚焦槽内，聚焦槽的作用是使电子被聚焦，故实际焦点的大小，主要取决于槽的形状、宽度及灯丝位于槽中的深度。

**(二)有效焦点**

有效焦点是指实际焦点在空间各个投射方向上的投影，是用来成像的 X 线面积。有效焦点中垂直于 X 线管窗口方向上中心的投影称为标称有效焦点或有效焦点的标称值。实际焦点与有效焦点的关系，如图 2-7 所示。

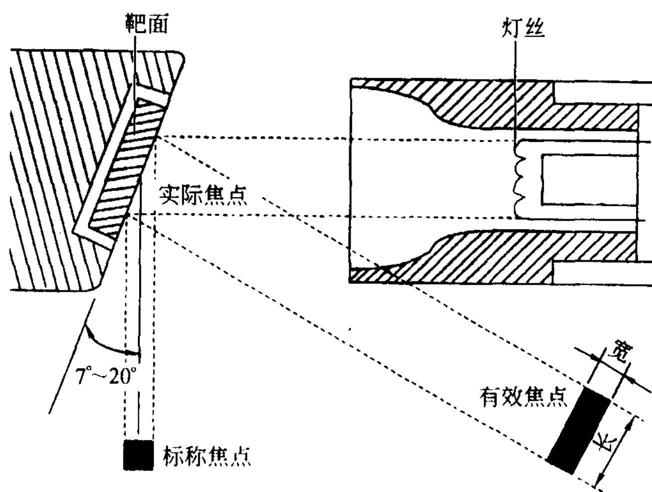



**图 2-7　实际焦点与有效焦点的关系**

电子束所轰击的靶面与阳极头横截面之间的夹角称为阳极倾角（一般为 7°～20°）。由于阳极倾角的存在，实际焦点的宽等于有效焦点的宽，而标称有效焦点的长为：实际焦点的长 × $\sin\theta$（$\theta$ 为阳极倾角）。如有一阳极倾角为 19°的固定阳极 X 线管，实际焦点长为 5.5mm，宽为 1.8mm，则该 X 线管的标称有效焦点的长为：$5.5\times\sin19°=5.5\times0.3256\approx1.8$mm，宽度不变，即标称有效焦点近似为 1.8mm×1.8mm 的正方形。

国际电工委员会（IEC）规定，有效焦点的标称值为采用无量纲制，如 1.0，1.2，但目前其标注方法仍用习惯标注法，如 1.0mm×1.0mm，1.2mm×1.2mm 等。

**(三)焦点增涨**

工作中当选择管电流较大时，灯丝产生的电子数量较多，电子间向外的排斥力增大，在阳极靶面上的轰击面积就增大，有效焦点也就增大，这种现象称为焦点增涨。用针孔照相法拍摄的焦点像如图 2-8 所示，图中可见：管电压一定时，焦点增涨的程度视管电流的大小而定；管电压对焦点增涨的影响较小，甚至出现管电压升高而焦点尺寸略显缩小的趋势。因此，有效焦点的大小与投影方位及管电流大小有关，焦点增涨的程度主要由管电流而定，且随焦点而异，一般小焦点增涨幅度大。

**(四)焦点大小与其寿命、成像质量的关系**

当阴极电子高速轰击阳极靶面产生 X 线的同时将伴随大量热量的产生，温度急剧上升。该热量从实际焦点面积上向外逐渐传导出去，由于钨靶单位面积承受的功率能力很小（一般为 200W/mm$^2$），所以从保护阳极靶面、延长其寿命的角度来看，实际焦点越大越好。而从几何光学成像原理可知，当有效焦点为点光源时，成像清晰度高；当有效焦点具有一定尺寸时，胶片上

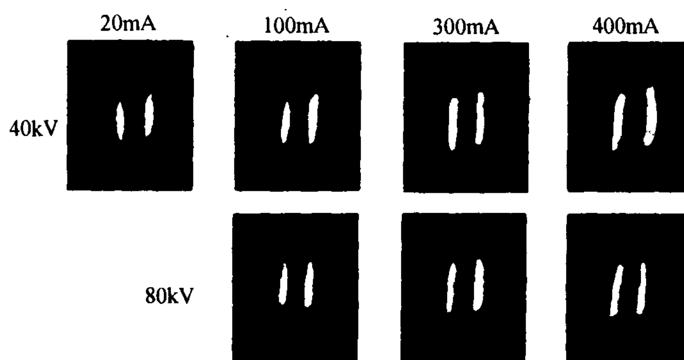



图 2-8 焦点增涨的拍摄图像

所形成的图像将出现半影而产生模糊，焦点尺寸越大，半影越大，模糊度就越大，清晰度就越低（“成像技术”上将进行详细分析）。所以从成像质量的角度来讲，希望焦点越小越好，旋转阳极X线管的出现解决了这对矛盾。

## 第二节 旋转阳极X线管

旋转阳极X线管的结构也由阳极、阴极和玻璃管壳组成（图 2-9），与固定阳极X线管相比，除阳极结构有明显差别外，阴极和玻璃管壳相差不大。

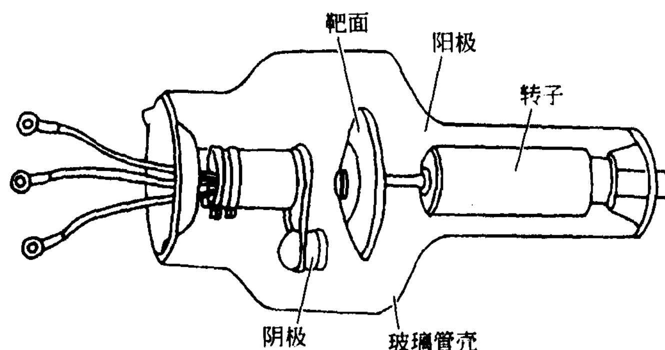



图 2-9 旋转阳极X线管结构

阳极做成一个旋转的圆盘状，灯丝及集射槽偏离X线管长轴中线而正对阳极靶环轨迹中心。此时灯丝发射出来的电子不再轰击到靶面的一个固定面积上，而是轰击在一个转动的环形面积上（图 2-10），因此电子轰击产生的热量均匀分布在整个圆环面积上，其热量分布面积比固定阳极X线管大得多，故旋转阳极X线管的焦点可设计得很小，且负载功率大。旋转阳极X线管解决了提高功率与缩小焦点面积之间的矛盾，这是旋转阳极X线管的突出优点。

旋转阳极X线管的阳极结构主要有靶面、转子、转轴、轴承套座、玻璃圈等组成（图 2-11）。

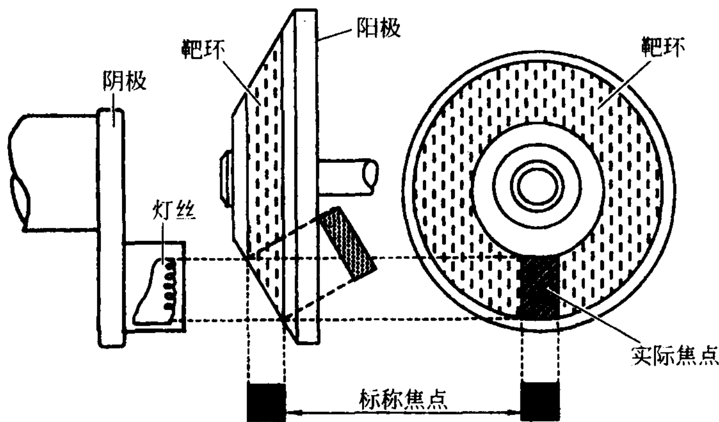



图 2-10 旋转阳极 X 线管焦点与热量分布面积

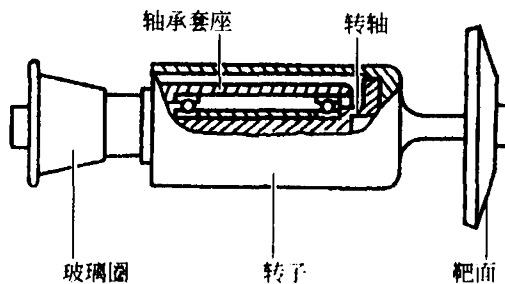



图 2-11 旋转阳极 X 线管的阳极结构

## 一、靶　面

靶面固定在钼杆上，钼杆的另一端与转子相连。靶面具有一定的倾斜角，角度在 6°～17.5°之间。过去靶面由纯钨制成，纯钨产生的 X 线性能很好，但热容量较小、散热性和抗热膨胀性都较差。现在改进后的阳极靶盘采用铼钨合金（10%～20%铼）制成，钼或石墨做靶基制成的钼基铼钨合金复合靶或石墨基铼钨合金复合靶（图 2-12）。铼钨合金靶面晶体颗粒细，抗热膨胀性高，靶面龟裂机会减少。在相同使用条件下曝光 2 万次，铼钨合金靶和纯钨靶比较，输出剂量下降分别是 13%和 45%，说明铼钨合金靶面明显优于纯钨靶面。钼及石墨的热容量和散热率比钨好，而密度较钨小，用钼或石墨做靶基重量轻、热容量大，有效地提高了 X 线管连续负荷的能力。

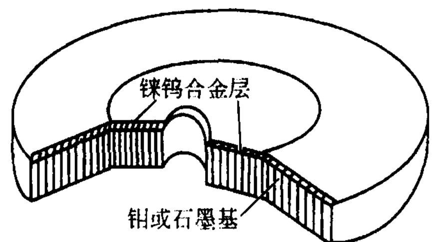



图 2-12 合金复合靶结构

旋转阳极工作时产生的热量主要靠热辐射散热。阳极盘面积大，热辐射到管壁，再传导到周围的绝缘油

中去。为了防止热量向轴承方向传导，连接轴承和靶盘的钼杆做得较细。

### 二、转　　子

转子是由无氧铜制成的，为了提高其热辐射能力，将转子表面进行黑化处理。转子安装在X线管的管壳内，定子线圈固定在正对转子处玻璃管壳外的管套内壁上。低速（普通转速）X线管设计转速为3 000r/min，实际转速约为2 800r/min左右；高速X线管设计转速为9 000r/min，实际转速约为8 500r/min。转速越大，电子束在靶环某点停留的时间越短，X线管的功率越大。

一般旋转阳极X线管用于透视时阳极可不需转动，但用于摄影时必须转动至额定转速后才能在阳极和阴极间加上高压，否则大量电子轰击在靶环的固定点上会引起靶面损坏。所以使用旋转阳极X线管的X线机电路中均设置有旋转阳极启动延时（0.8～1.2s）保护电路，待阳极转到额定转速后才能曝光。

曝光结束后，旋转阳极失电，但转子因惯性而静转一段时间才停下来。从切断定子绕组电源到转子停止转动所经历的时间称为静转时间。新管一般约30min。静转加大了对轴承的磨损程度，所以在有些X线机中设计转子制动装置，当曝光结束后在数秒内将旋转的阳极转子停下来，以减少磨损。对于高速旋转阳极X线管，为避免转子在临界转速（5 000～7 000r/min）时引起共振损坏，必须设置转子制动装置，以此来保护X线管。

轴承装在其套座内，轴承系统的工作温度很高，所以用耐热合金钢制成。为保证轴承的转动效能采用固体材料润滑，如二硫化钼、银、铅等。

## 第三节　X线管的规格与特性

工作中为了既充分发挥X线管的最大效能，又不造成X线管的损坏，必须熟悉各种型号X线管的特性和参数，正确使用X线管。

### 一、X线管的构造参数

X线管的构造参数是指由X线管的结构所决定的非电性能方面的参数。例如阳极靶面倾斜角度、灯丝尺寸、焦点大小、X线管外形尺寸、重量、管壁的滤过当量、冷却和绝缘方式、旋转阳极X线管的阳极转速、最大允许工作温度等，这些数据都标注在X线管的技术参数资料中。

### 二、X线管的电参数

X线管的电参数是指X线管电性能方面的数据。例如最高管电压、最大管电流、最长曝光时间、最大允许功率、容量等。

**（一）最高管电压**

最高管电压是指允许加在X线管两端的最高电压峰值，单位是千伏（kV）。最高管电压值的大小是由X线管的生产制造参数所决定的。在工作中如果加在X线管两极间的电压峰值超过了此值，就会导致管壁放电，甚至击穿损坏。

**（二）最大管电流**

最大管电流是指X线管在一定管电压和一定曝光时间内曝光所允许的最大电流平均值，单位是毫安（mA）。在生产、安装调试及维修中调整管电流时不得超过该值，否则将导致X线管靶面过热损坏及缩短X线管灯丝寿命，造成X线管损坏。

**（三）最长曝光时间**

最长曝光时间是指X线管在一定管电压和一定管电流条件下曝光所允许的最长时间，单位是秒（s）。工作中X线曝光时间若超过此值，X线管将因累积热量过多导致靶面过热损坏。

**（四）X线管的容量**

X线管的容量又称为负荷量，是指X线管在安全使用条件下一次曝光所能承受的最大负荷。超过该限度使用焦点温度过高就会导致X线管靶面损坏。由于产生X线时阳极靶面将伴随产生大量的热量，因而X线管的容量受到限制。负荷量重点标注的是单次曝光的容量。

1. X线管容量的计算　X线管容量的计算公式为：

$$P = UI/1\,000(\text{kW})$$

式中$P$为X线管的负载功率（容量），单位千瓦（kW）；$U$为管电压的有效值，单位千伏（kV）；$I$为管电流有效值，单位毫安（mA）。

从公式中可知，X线管的容量为管电压与管电流的乘积，而在实际使用中除与管电压和管电流有关外，还与曝光时间及整流方式有关，X线管的容量不是一个固定值。如曝光时间增加，阳极的累积热量必然增加，为保护X线管，其容量必须减小。整流方式不同，高压波形就不同，其管电压峰值与有效值、管电流平均值与有效值均不等，例如在单相全波整流电路中，管电压有效值＝0.707×管电压峰值，管电流有效值＝1.1×管电流平均值。在单相整流电路中当曝光时间为1s时，全波整流方式、半波整流方式、自整流方式的容量比例关系依次为10∶7∶5。

2. X线管的标称功率　由于X线管的容量不是一个固定值，在使用中为了方便对X线管容量进行标注和工作中交流比较，通常将在一定的整流方式和一定的曝光时间下X线管的最大负荷称为X线管的标称功率，以此来对X线管的容量进行标注，又叫称代表容量或额定容量。

固定阳极X线管的标称功率是指在单相全波整流电路中，曝光时间为1s时所能承受的最大负荷量。例如$XD_4$-2·9/100型X线管的标称功率小焦点2kW，大焦点9kW。

旋转阳极X线管的标称功率是指在三相六管全波整流电路中，曝光时间为0.1s时所能承受的最大负荷量。例如$XD_{51}$-20·40/125型X线管的标称功率为小焦点20kW，大焦点40kW。

3. 瞬时负荷与连续负荷容量的表示方法　X线机的曝光时间在数秒以内的负荷为瞬时负荷，因此，摄影和短时间透视属于瞬时负荷，长时间的透视为连续负荷。工作中为了防止超过X线管的允许负荷，在X线机说明书中对X线管的容量都有明确标注。

（1）连续负荷的容量标注方法：①限定连续使用时最大功率，如限定某X线管的规格为200W连续使用；②限定管电压、管电流，如限定某X线管的规格为100kV，2.5mA连续使用。

（2）瞬时负荷容量标注方法：常用规格表或负荷特性曲线表示，一般固定阳极X线管用规格表来标注，旋转阳极X线管多用特性曲线来标注。

表2-1是国产$XD_4$-2·9/100型固定阳极X线管大焦点规格表，表中标明了在一定管电压

和一定曝光时间下所允许的最大管电流值。

表 2-1 $XD_4$-2・9/100 型 X 线管规格表(4.3mm×4.3mm)

| 管电压 (kV) | 不同曝光时间(s)下的管电流(mA) | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 0.06 | 0.1 | 0.16 | 0.20 | 0.32 | 0.5 | 0.8 | 1.0 | 1.6 | 2.0 | 3.2 | 6.0 | 8.0 |
| 50 | 500 | 450 | 400 | 380 | 340 | 300 | 270 | 250 | 220 | 200 | 170 | 130 | 110 |
| 55 | 460 | 410 | 380 | 350 | 310 | 275 | 240 | 230 | 210 | 185 | 150 | 120 | 100 |
| 60 | 420 | 375 | 345 | 320 | 280 | 250 | 220 | 210 | 180 | 170 | 140 | 105 | 90 |
| 65 | 390 | 350 | 310 | 290 | 260 | 230 | 200 | 190 | 170 | 155 | 130 | 100 | 85 |
| 70 | 360 | 320 | 290 | 270 | 240 | 220 | 190 | 180 | 150 | 145 | 120 | 90 | 80 |
| 75 | 330 | 300 | 260 | 250 | 225 | 200 | 180 | 170 | 145 | 135 | 110 | 85 | 75 |
| 80 | 300 | 270 | 240 | 230 | 210 | 190 | 170 | 160 | 135 | 125 | 105 | 80 | 70 |
| 90 | 280 | 250 | 220 | 210 | 190 | 170 | 150 | 140 | 120 | 110 | 95 | 70 | 60 |
| 100 | 250 | 225 | 200 | 190 | 170 | 150 | 130 | 120 | 110 | 100 | 85 | 65 | 55 |

图 2-13 是 $XD_{51}$-20・40/125 型旋转阳极 X 线管大、小两个焦点的负荷特性曲线。横轴表示曝光时间,纵轴表示管电流,管电压为变量,曲线下方为可使用范围区域,上方为超过负荷量的区域。X 线管型号不同,其特性曲线也不同,在其说明书中有明确标注。

X 线管负荷量规格表及特性曲线表示了管电压、管电流和曝光时间三者间的互相限制关系。X 线机生产厂家据此制定出最高额定使用条件表载入说明书,并在整机电路中设计一套容量保护电路,防止一次性曝光过载损坏 X 线管。

实际工作中,X 线机的外电源常有波动现象、X 线机本身以及测量仪表存在误差,因此,我国规定管电压允许误差为±10%,管电流允许误差为±10%,负荷时间允许误差为±15%,在使用 X 线管的规格表或特性曲线时必须考虑这些误差因素的影响,确保 X 线管的安全,曝光条件只能按其理论参数值的 85%~90%使用。

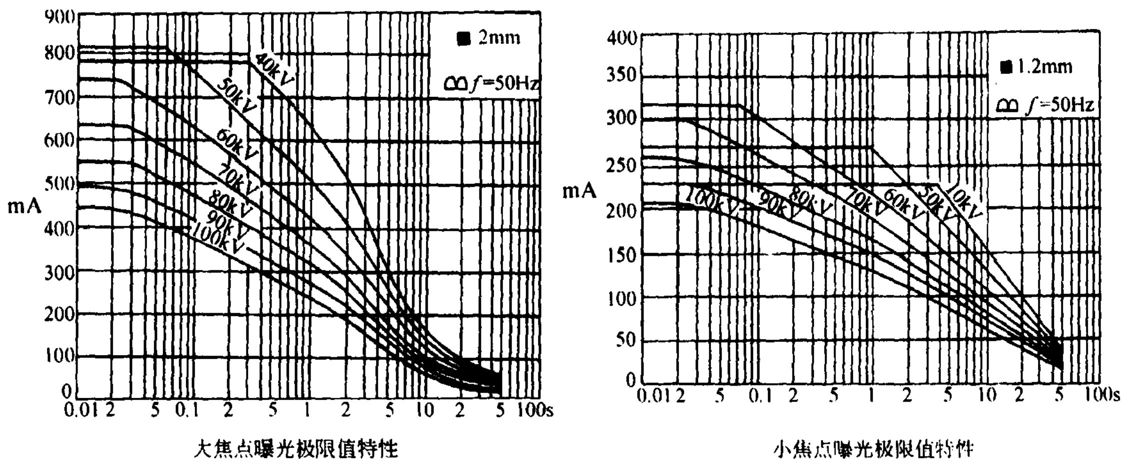



图 2-13 $XD_{51}$ 型 X 线管负荷特性曲线

**（五）生热和冷却特性曲线**

X 线管的容量特性曲线只表明一次曝光的安全容量，而工作中多次曝光的累积性温升和散热关系，则要用 X 线管的生热和冷却特性曲线来标注。

1. X 线管的热容量　X 线管热量单位习惯上用 HU(heat unit, HU)表示，其计算公式为：

1HU＝1kV(峰值)×1mA(平均值)×1s。

不同高压整流方式的 X 线机因整流后的波形不同，X 线管的热容量就不相同，故计算阳极产生的热量应乘以修正系数，见表 2-2。

**表 2-2　不同整流方式的 X 线管热容量计算公式**

| 高压整流方式 | 热容量计算公式 | 说　明 |
|---|---|---|
| 单相全波整流<br>半波整流<br>自整流 | HU＝kVp×mA×s | 高压电缆长度≤6m/根，否则管电流在 10mA 以下时应乘以系数 1.35 |
| 三相六波整流 | HU＝1.35×kVp×mA×s | |
| 三相十二波整流 | HU＝1.41×kVp×mA×s | |
| 电容充放电式 | HU＝0.7$C(E_1^2-E_2^2)$ | $E_1$、$E_2$ 分别为放电前、后电压，$C$ 为高压电容(μF). |

2. 生热特性曲线　这是表示 X 线管工作时，阳极热量增加的速率与曝光时间之间的关系曲线(图 2-14)。图中横坐标代表曝光时间，纵坐标代表阳极靶面的累积热量，纵坐标上的 11 万 HU是阳极累积热量的极限值，使用时不得超过此值；图中 500HU/s 的生热曲线是管子最大容许连续负载线，表示在此负荷条件下，经过 7.5min 阳极热量积累达到最大值。此时阳极的散热率也处于最大值。理论上讲，在此极限情况下 X 线管可以继续使用，但实际工作中应留有余地。

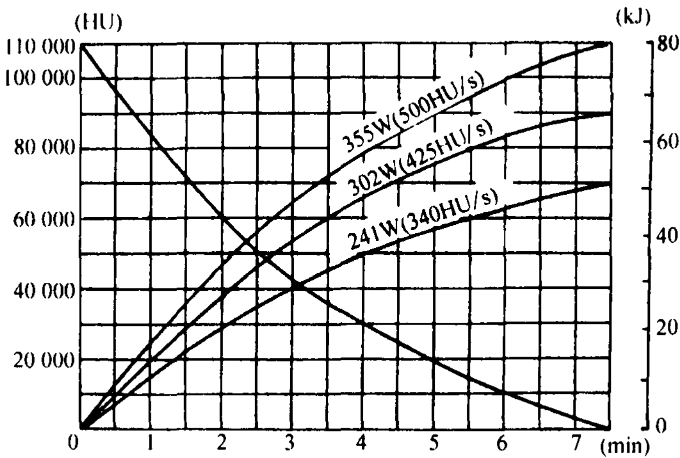



**图 2-14　$XD_{51}$ 型 X 线管生热及冷却特性曲线**

3. 冷却特性曲线　图 2-14 中下降的曲线即为冷却特性曲线，此时横坐标代表冷却时间，纵坐标代表积累的热量。这是表示 X 线机曝光停止后，阳极热量积累的散发与冷却时间之间的关系曲线。从曲线中看出，要将11 万 HU的热量全部散去，冷却到最低点，所需时间为 7.5min。

以上分析的是 X 线管在空气中的生热和冷却特性，将 X 线管装入管套后其生热和冷却特性曲线有所不同(图 2-15)，由图可知，最大允许热容量为 130 万 HU，较原来增加近 11 倍；但是冷却速率却下降了，要将 130 万 HU 的热量完全散去需要持续 210min，此时最大冷却速率是 320HU/s，比 500HU/s 小得多。

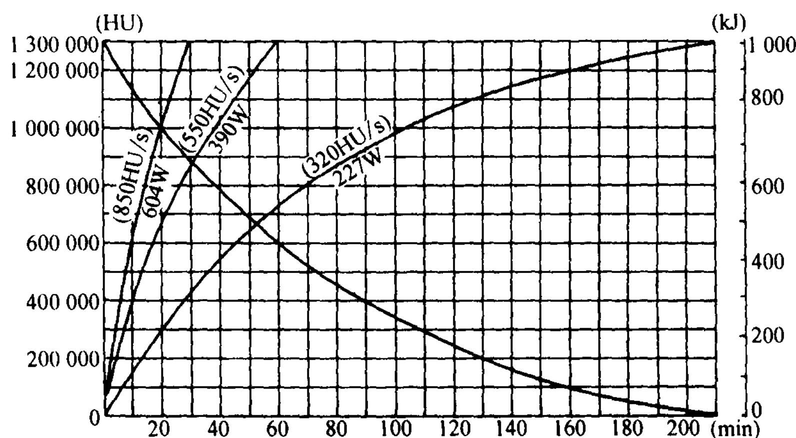



图 2-15　X 线管装入管套后的生热及冷却特性曲线

## 三、X 线管的特性

### (一)阳极特性曲线($I_a \sim U_a$)

阳极特性曲线是指 X 线管灯丝加热电流恒为一定值时，管电压 $U_a$ 与管电流 $I_a$ 的关系曲线。

X 线管阴极灯丝加热产生的电子可分为三个区域：①灯丝前方发射出来的电子在高压电场的作用下飞往阳极，其运动不受阻碍。②灯丝侧方发射出来的电子在飞向阳极的空间发生交叉后到达阳极，其运动受到一定的阻力。③灯丝后方发射出来的电子与前方的电子之间存在较大的相互排斥作用，使得后方电子到达阳极的运动阻力较大。将灯丝侧、后方的电子，特别是后方的电子称为空间电荷，这些电子滞留在灯丝的侧后方，随着管电压的升高而逐渐飞向阳极。

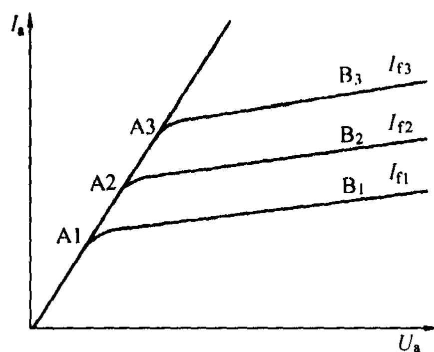



图 2-16　X 线管阳极特性曲线

由于空间电荷的存在，X 线管的阳极特性表现为图 2-16 中的曲线状态。$I_f$ 为灯丝加热电流，$Ua$ 为管电

压，$Ia$ 为管电流。由图可知，当灯丝加热电流为 $I_{f1}$ 时，曲线可以分为两段：$OA_1$ 段管电流较小，且随管电压升高而增大，这是由于随着管电压的升高，灯丝侧后方的空间电荷电子飞往阳极的数量增多所致，因此将这段称为空间电荷区；$A_1B_1$ 段表明随着管电压的增加，管电流无明显上升而趋于恒定，这是因为管电压高，基本上所有的空间电荷都已飞往阳极，所以管电流不再随管电压的上升而增加，将此段称为饱和区。

图中可知，在饱和区中管电流趋于定值，其大小取决于灯丝加热电流，不受管电压变化而变化，表现为管电流与管电压无牵制影响。利用这一特性，在 X 线机电路设计上对管电流和管电压实行单独调节，以获得不同质和量的 X 线。

当灯丝加热电流从 $I_{f1}$ 增加到 $I_{f2}$ 时，因灯丝发射电子数目增加，所以空间电荷量也相应增加，图中达到饱和点位置上升，其特性由 $OA_2B_2$ 段曲线表示。同理，当灯丝加热电流从 $I_{f2}$ 增加到 $I_{f3}$ 时，其特性由 $OA_3B_3$ 段曲线表示。

实际工作中，X 线管的阳极特性曲线因受阴极附近电场不均匀、阴极灯丝温度分布不均匀等因素的影响，与上述的理论曲线不完全一样。主要区别在进入饱和区后，管电流仍随管电压升高而有所增加，为此在 X 线机中采用空间电荷抵偿器来对空间电荷的影响进行补偿，使管电流和管电压单独调节，互不影响。

**（二）灯丝发射电子特性曲线**

灯丝发射电子特性是指在一定管电压下，管电流与灯丝加热电流之间的关系特性。图 2-17 是 $XD_{51}$ 型 X 线管大、小两个焦点在单相全波整流电路中的灯丝发射电子特性曲线。图中可知，要获得同一管电流，管电压为 100kV 时比 60kV 时所需的灯丝加热电流为低；在同一灯丝加热电流时，管电压为 100kV 时的管电流较 60kV 的大。

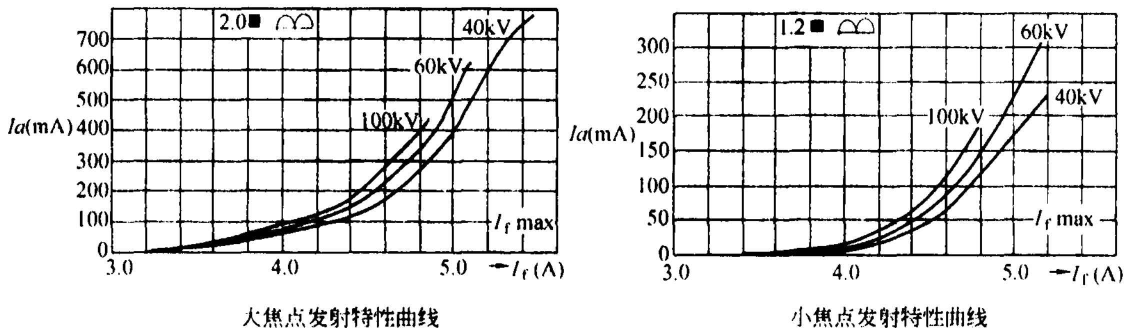



图 2-17 $XD_{51}$ 型 X 线管灯丝发射特性曲线

## 第四节 X 线管管套

X 线管管套是封装 X 线管的特殊容器。现代 X 线管管套均为防电击、防辐射、油浸式。其结构因用途、型号的不同而有所差别。X 线管封装在管套内使用，该组合体称作 X 线管组件。

## 一、固定阳极 X 线管管套

固定阳极 X 线管管套主体由薄钢板或铝等金属制成(图 2-18)。管套内壁裱贴一层铅皮,以吸收窗口以外其他各方向的辐射。整个管套内注满绝缘油,作绝缘和冷却用。管套的一端或两端装有耐油橡皮膨胀器,以适应工作中油温的变化引起的热胀冷缩,防止管套内油压增加。管套中部对应阳极部位开一个圆口,是 X 线射出的窗口,称为放射窗口。此处装有透明的有机玻璃制成的凹底形窗口,以使此处的油层变薄,减少油层对 X 线的吸收。管套体部近两端处法线式或切线式装有两只高压插座,以将高压引入管套内。X 线管被阳极、阴极支架固定在管套正中,其靶面焦点中心正对窗口中心。X 线管阴极引线接到阴极高压插座上,阳极柄与阳极高压插座机械相连接通高压。管套两端的金属端盖内壁也衬有一层防护用的铅皮。

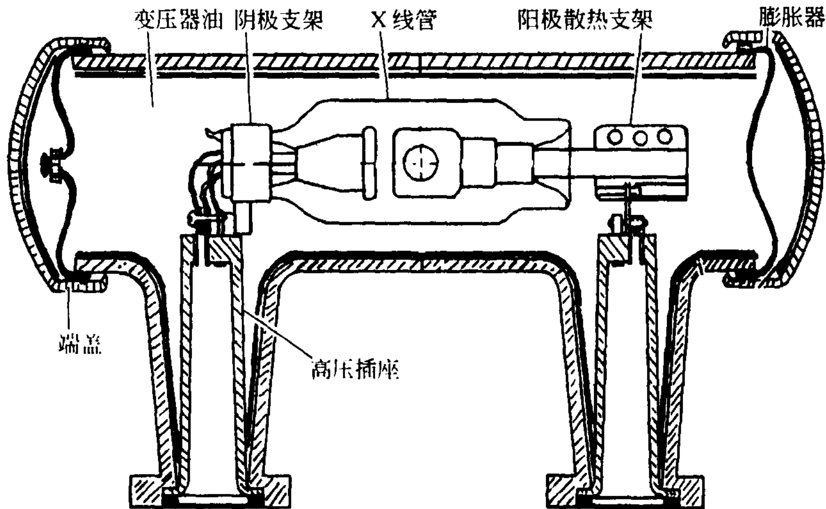



**图 2-18 固定阳极 X 线管管套**

注油孔多设在窗口附近或管套两端,有的管套无专用注油孔,利用窗口兼做注油孔。封装时利用注油孔或窗口排出管套内空气,以防止高压放电。

## 二、旋转阳极 X 线管管套

转阳极 X 线管的管套与固定阳极 X 线管管套基本相同,仅在阳极端多设置有使阳极旋转的定子绕组。绕组引线接至阳极端的内层封盖接线柱上,出端盖与启动器连接。旋转阳极 X 线管的管套结构如图 2-19 所示。

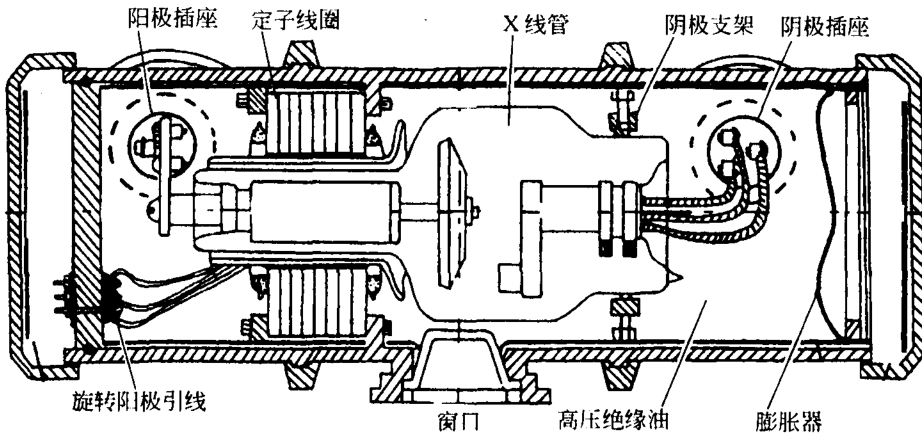



图2-19　旋转阳极X线管管套

## 三、组合机头

小型X线机体积小，重量轻，结构简单。其X线管、高压变压器和灯丝变压器共同封装在一个充满高压绝缘油的容器中，称为组合机头（图2-20）。外形呈圆筒状。用一根电缆将组合机头直接与控制箱相连。

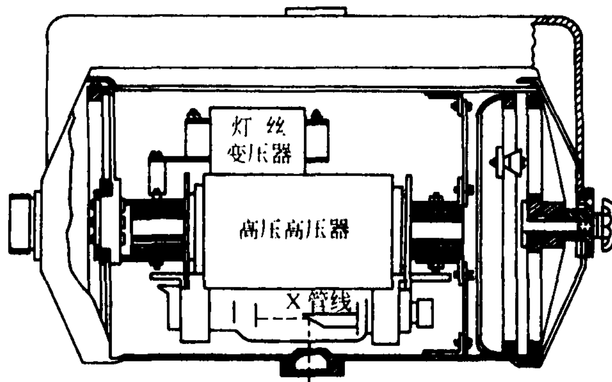



图2-20　组合机头

20世纪80年代后出现的高频X线机，采用逆变技术，其高压变压器、灯丝加热变压器的体积成倍减小，因此，已能将单相全波整流X线机的高压发生器各部件和X线管管头组装在一起成为组合式管头，这是新型的组合机头。

## 四、X线管管套的常见故障

1. **管套漏油**　管套漏油是X线管管套的常见故障，表现为在使用中有油自管套某处渗出。从管套窗口，通过有机玻璃窗口可看到管套内有数量不等的气泡。管套内气泡存留，加高

压时会程度不等的发生高压放电。产生管套漏油的常见部位及原因有：①管套窗口的有机玻璃开裂，窗口橡胶垫圈老化变形；②管套两端端盖的膨胀器老化；③高压插座封口处橡胶垫圈老化或紧固不牢；④管套铸件或焊接处有沙眼；⑤其他原因导致的管套、端盖变形。

2. 管套内高压放电　管套内高压放电时可以听到程度不等的放电声，管电压愈高，放电声愈大，严重时伴随保险丝的熔断。产生高压放电的主要原因有：①管套内绝缘油的耐压过低，绝缘油内有杂质或油量不足；②管套内导线移位、焊接点接触不良、导体变形靠近带电体等；③高压插座的插孔与插头的插脚接触不良、插座内绝缘填充物不足，空气隙引起放电等。

## 第五节　特殊X线管

本节主要介绍金属陶瓷旋转阳极X线管、软X线管和三极X线管的有关知识。

### 一、金属陶瓷旋转阳极X线管

上述固定阳极X线管和旋转阳极X线管的管壳用硬质玻璃制成，在X线管使用一段时期后，阴极钨丝的蒸发和阳极靶面的钨蒸发将会在对应区域的管壳玻璃上积聚一层钨金属，称为钨沉积层。此时阴极电子及阳极靶面释放出来的二次电子就会受其吸引轰击玻璃壁，使X线管损坏。

为消除钨沉积层对X线管的玻璃管壳造成的损坏，延长X线管寿命，开发出了金属陶瓷大功率旋转阳极X线管。该管的阴极、阳极与普通旋转阳极X线管一样，只是玻璃管壳改为由金属和陶瓷组合而成，金属与陶瓷之间用铌(Nb)来接合，用铜焊接。金属部分是管壳主体，仅在高压接入部分用陶瓷与管壳绝缘。金属管壳接地，以吸收二次电子，使管壁上的电场和电位梯度保持不变，解决了在使用中X线管由于管壁击穿而寿命终结的问题。

### 二、乳腺摄影X线管

软组织摄影检查必须采用能量较低、波长较长的软X线。普通X线管虽然管电压可降低至40kV以下，但由于X线管及管套本身固有过滤较大，透过的X线穿透力太大，用于软组织摄影时影像对比度太差，为此研制了专门用于软组织摄影的软射线X线管。

乳腺摄影X线管是产生能量较低的X线、用于软组织检查的X线管。因其阳极靶面常采用钼材料制成，又叫钼靶X线管。与普通X线管相比在构造上有以下特点：

1. 钼靶　乳腺摄影X线管的阳极靶面由钼(原子序数42，熔点2 622℃)材料制成。临床实验得知，软组织摄影时最适宜的X线波长是0.06～0.09nm，摄影时主要利用其特征X线。当钼靶X线管的管电压高于20kV时，除产生连续X线外，还产生波长为0.063nm和0.071nm的标识X线，工作中加滤波片吸收波长为0.063nm以下的硬射线，而波长为0.071nm以上的软射线被钼靶本身所吸收，这样无用的软X线及较硬的X线被衰减后，剩下的X线正适用于软组织摄影。

2. 极间距　普通X线管的阴、阳两极间的距离为17mm左右，而乳腺摄影X线管的极间距一般为10～13mm，故其最高管电压一般不超过60kV。由于极间距缩短，在相同灯丝加热电流和相同管电压情况下，乳腺摄影X线管的管电流要比普通X线管的管电流大。

3. 铍窗　乳腺摄影X线管一般用铍(原子序数为4)作为输出滤过窗口，对极软的X线进

行滤除，而对适用于软组织摄影波长段的软X线极易通过。

## 三、三极X线管

三极X线管是在阳极、阴极的构成基础上，在阴极前方增加一个栅极，共有三个电极，故名三极X线管（图2-21）。栅极起控制X线的发生和停止的作用，故又称为栅控X线管。

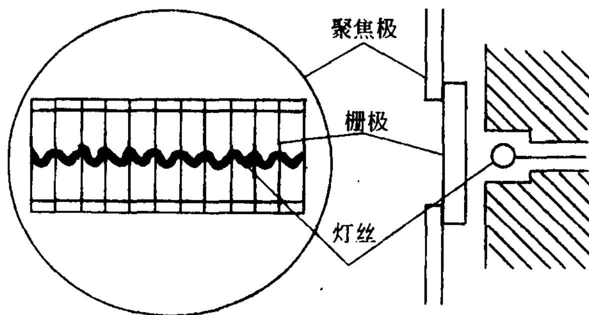



图2-21　三极X线管阴极结构

三极X线管的阴极灯丝前方设有栅极与聚焦极，两者之间相互绝缘。三极X线管的控制原理如图2-22所示，当栅极加上一个2～5kV的相对于阴极为负的电位时，阴极灯丝加热产生的电子被阻止，不能冲向阳极，X线不能产生。当负电位消失时，阴极发射的电子即能高速冲向阳极靶面，产生X线。因此，三极X线管的X线发生与否，除取决于灯丝加热电流和管电压外，还最终取决于栅极电位。栅极电位的变化由电子电路来控制，无机械惯性，反应迅速，因此，可实现快速的X线脉冲曝光，主要用于短时曝光场合。目前常用于电容充放电式X线机中，最大管电流可达300mA，X线脉冲持续时间为1～10ms。

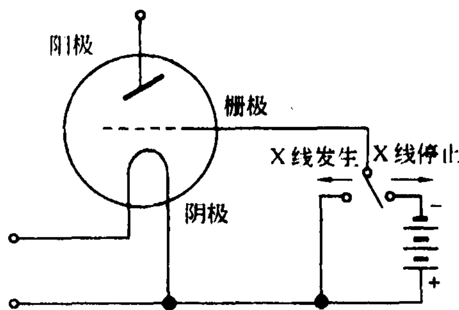



图2-22　三极X线管控制原理

# 第六节　X线管的常见故障简述

本节主要简介X线管的阳极靶面损坏、灯丝断路、玻璃管壳故障与真空度不良、旋转阳极转子故障的表现和原因分析。任何一方面的损坏都宣告X线管寿命的终结。

## 一、阳极靶面损坏

靶面损坏表现为靶面失去光滑、进而出现粗糙、裂纹或凹凸不平等现象，靶面损坏后X线的输出量呈现不同程度地降低。产生靶面损坏的常见原因有：①容量保护电路调整不当、故障等造成管负荷保护功能欠缺，瞬时负荷过载阳极过热；②连续工作过久，未注意间隙冷却导致靶面累积热量超过其允许值，致使钨靶面熔化；③旋转阳极X线管保护电路故障致在阳极不转动或转速过低的情况下曝光，使阳极靶面损坏；④散热装置的散热性能下降等。

## 二、X线管灯丝断路

X线管灯丝断路后，表现为无X线发生。常见原因有：①灯丝随着使用年限的增加而不断蒸发，灯丝寿命自然耗尽而断裂；②灯丝加热电路故障导致加热电流过高，使灯丝烧断；③X线管进气，灯丝通电后氧化烧断；④X线管其他故障导致灯丝断裂。

## 三、玻璃管壳故障

玻璃管壳的常见故障是表面出现镜面反射。其原因是使用不当或使用日久，由于灯丝和阳极靶面的钨蒸发，在玻璃管壳内壁上积聚一层很薄的钨，成“镜子”一样的反射面。此时将导致X线的输出量降低，玻璃的绝缘性能下降，造成高压放电，最终导致X线管损坏。剧烈震荡及碰撞会导致X线管管壳破裂。

## 四、真空度不良

真空度不良又称为漏气或进气，较为常见。真空度不良可能因管外进气或管内金属逸出气体所致。真空度不良分为两种：

1. *轻度真空度不良* 表现为透视时，影像清晰度降低；摄影时，影像变淡，出现穿透力不足的改变，提高管电压曝光，影像清晰度反而下降。卸下X线管窗口外部件，加高压时透过有机玻璃窗口可见轻微的淡蓝色辉光，并随管电压的增高而加强。

2. *严重真空度不良* 表现为曝光时机器过载声明显，保险丝熔断，毫安表指针上冲至满刻度，电压表指针大幅下跌。透视时，荧光微弱或无荧光；摄影时，出现白片。卸下X线管窗口组件，作冷高压试验，透过有机玻璃窗口可见管内充满蓝紫色辉光。

## 五、旋转阳极转子的故障

旋转阳极X线管的转子故障通常有两种：

1. *转速降低* 表现为转动噪声明显增大，静转时间减少。转速降低后有可能导致曝光时靶面损坏。产生的原因常为转子的轴承长期转动而逐渐磨损或变形，摩擦力增加。

2. *转子卡死* 转子卡死指的是旋转阳极的供电电路正常，因转子本身的机械原因导致阳极不转，该故障极少见。当出现后可用高于额定启动电压1～2倍的电压进行瞬时启动来恢复转动，若无效则须更换X线管。

（四川省雅安职业技术学院　樊先茂）

# 第3章 X线机高压部件

X线发生装置的高压部件是X线机主机系统中的主要元器件，分布于高压发生器、高压电缆和X线管组件中。本章重点介绍高压发生器内的各高压部件和高压电缆的结构、特点、作用及常见故障。

高压元器件除X线管组件和高压电缆之外，其余的都封装在高压发生器箱内，高压发生器主要由高压变压器、X线管灯丝加热变压器、高压整流器、高压交换闸、高压插座、高压绝缘油等组成(图3-1)。

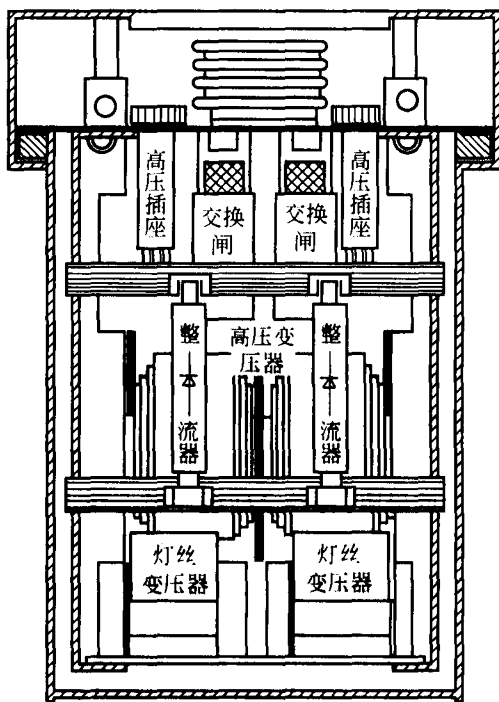


图3-1 高压发生器内部结构

高压发生器箱的外壳用钢板制成长方体形，箱内充满高压绝缘油。高压绝缘油的作用：一是增加各部件之间及对地之间的绝缘；二是帮助发热部件散热。箱体外壳接地以防高压电击危险。高压发生器通过高压电缆与X线管组件连接。

高压发生器的作用是：①产生并输出X线管所需要的直流高压；②产生并输出X线管灯丝加热所需要的电压；③完成多管X线机的管电压及灯丝加热电压的管位切换。

小型X线机一般采用组合机头，中型以上的X线发生装置体积较大，需要单独设置高压发生器。50kW以上的大型X线发生装置有的采用三相高压发生器。采用逆变技术的高压变压器和灯丝加热变压器的体积很小，整个油箱的容积缩小，方便了生产、运输及安装使用。

## 第一节 工频高压变压器

在X线发生装置中高压变压器的作用是将100～400V的交流电压升高为100～150kV，供X线管使用。它是一个初、次级线圈匝数比很大的升压变压器，其工作原理与分析方法同普通变压器。

### 一、高压变压器的结构

与普通变压器一样，高压变压器的结构也由铁芯、初级线圈、次级线圈及夹持紧固件等组成(图3-2)，但有其特点。

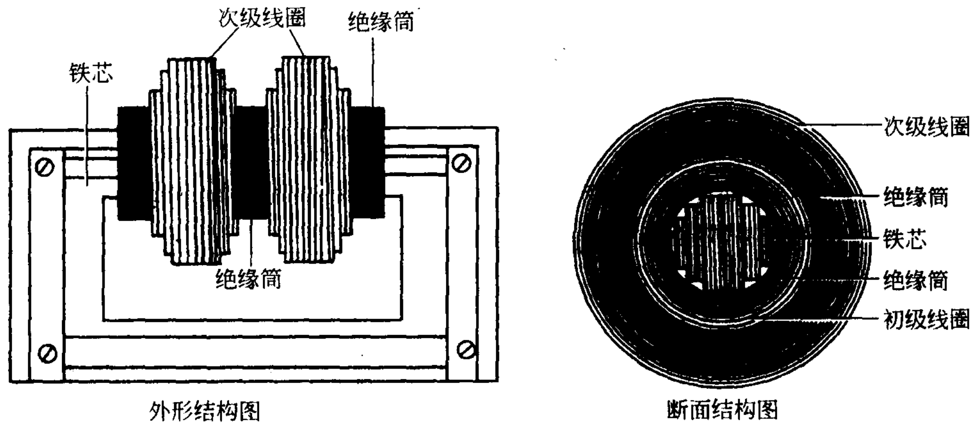



图 3-2 高压变压器外形及断面结构

**(一)铁芯**

铁芯的作用是给磁通提供通路，高压变压器的铁芯选用热轧碳素硅钢片 $D_{41}$～$D_{44}$ 或冷轧碳素硅钢片 $D_{310}$，$D_{320}$，$D_{330}$ 制成。其具体制造方法有：

1. *叠制法* 将硅钢片采用交叉叠片的方式来制作铁芯为叠制法。为了减小涡流损耗和叠合处的磁阻，将各个硅钢片表面涂上一层很薄的绝缘漆后叠制，铁芯常制作成"口"字形或"日"字形(图 3-3)。将准备绕线圈的那一长边制成似于圆形的阶梯形，使铁芯紧密接触，减少漏磁，并能增加铁芯的机械强度和减少绕线的平均长度。叠好的铁芯用夹持紧固件固定。

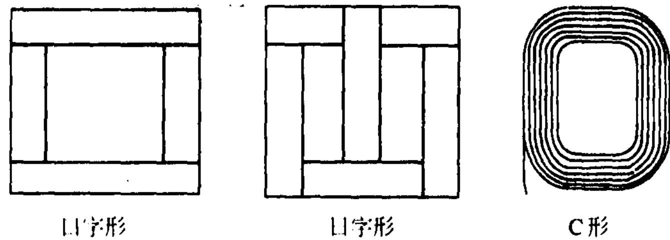



图 3-3 高压变压器铁芯形状

2. *卷制法* 目前有的高压变压器铁芯是用带状硅钢片绕到一定尺寸的模心上，经过热处理、浸漆、切开等加工工序后，成为一副 C 形铁芯(图 3-3)，这种卷绕铁芯的方法叫卷制法。这种铁芯除体积小、重量轻外，接缝少、间隙小，因而减少了漏磁，提高了导磁率，空载能耗少。

**(二)初级线圈**

在 X 线发生装置工作电路中，虽然加在高压变压器初级线圈上的电压不高，一般在 400V 以下，但是在负载情况下，高压变压器初级线圈流过的电流很大，摄影时瞬间电流可达到数十、上百安培。因此，生产变压器时其初级线圈所用的导线要有足够线径，机械强度要高。一般多采用环氧树脂漆包线、玻璃丝包圆铜线或扁铜线，分层绕在用绝缘纸及纱带包好的铁芯上成为

一个完整的线圈线包，层与层之间用绝缘纸隔开绝缘。

有的高压变压器将初级线圈绕制成两个后，串联或并联在一起使用（图 3-4）。此时要特别注意两个线圈的首尾端接线不能接错，否则磁通将反向抵消而无输出。

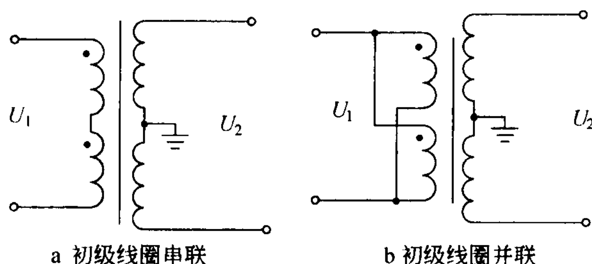



**图 3-4　高压变压器初级线圈接线方式**

**（三）次级线圈**

为提高效率，高压变压器的初、次级线圈通常绕在铁芯的同一个臂上，次级线圈绕在具有一定厚度且有足够的机械强度和绝缘性能的绝缘筒上，绝缘筒套在初级绕组上，兼作初、次级间的绝缘。

在 X 线发生装置中，要求高压变压器的次级线圈输出电压为 40～150kV，但是负载时流过线圈的电流很小，一般不超过1 500mA。故绕制次级线圈所用的导线多采用 QZ 序列线径较小的高强度漆包线。因输出电压高，所以其绕制线圈的总匝数多达数万匝或数十万匝，从里到外绕制成若干层。各层的绕线匝数不同，最里面的一层绕线匝数最多，从里向外各层的绕线匝数依次减少，绕制完后整个线圈呈阶梯形（图 3-5）。层间用电容器纸或黄蜡绸等隔开绝缘，绝缘纸的宽度每边均要超过线圈绕线宽度 5～15mm，以防止相邻的两层之间产生放电击穿现象。为了增加线圈的机械强度，最里面的层及最外面的二层、三层都用线径较大的高强度漆包线绕制。线圈的外表面围绕一条宽约 2cm 的不闭合薄铜片，该铜片与线圈绕线的末端相连，对外方便引线和接线牢固。

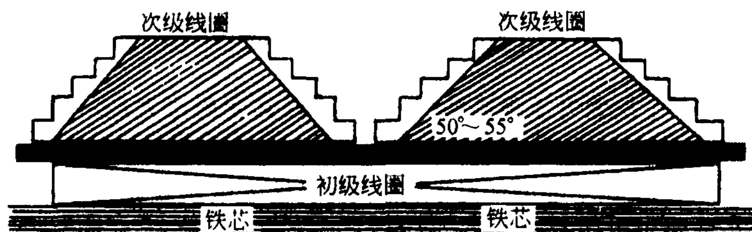



**图 3-5　高压变压器初次级线圈剖面**

次级线圈通常绕成匝数相等的 2 个（或 4 个）线圈，两个线圈的始端接在一起并接地，该处位于线圈的最里层，距离初级线圈最近，故其电位最低。两个次级线圈的末端（即线圈外表面铜片引出线端）就是高压变压器的输出端。这样次级线圈的电压随着由里层到表层层数的增

加而增加，一般层间电压差为1 000～1 500V。有的高压变压器在初、次线包之间绝缘筒上放置一层不闭合的薄铜片隔开，并将铜片接地，以防高压初、次级间击穿时对机器和人身产生损害。

**（四）高压变压器次级线圈的中心接地**

诊断用X线发生装置高压变压器的次级线圈通常绕成参数相同的两个线圈，两线圈的始端连接在一起，并将此中心点接地称为高压次级中心接地，又叫次级线圈的中心接地。

高压变压器次级中心接地后，该中心的电位就与大地相同，为零电位，这样两个次级线圈的另一根输出线对中心点的电压就为两根输出线间电压的一半（图3-6）。假如高压变压器要产生100kV的电压，则两根输出线间的电压为100kV，而每根输出线相对中心点的电压却为50kV，这样，制造高压变压器所需要的各种元器件的绝缘要求就降低了一半，输出高压的两根电缆线的绝缘要求也降低了一半，所以高压次级中心接地的主要目的是降低高压变压器、高压电缆的绝缘要求，所以称作工作接地。

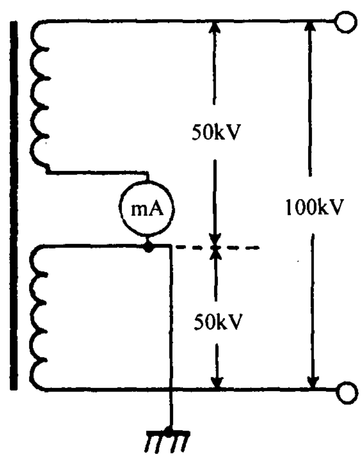



**图3-6 高压次级中心接地**

另外，由于高压变压器次级中心点电位为零，就可以在此处串入指示管电流的毫安表。因此处电位趋于零，毫安表可安全地安装在控制台面上，方便技术人员在操作中观察表的指示情况，保证了操作人员的安全。此时为防止毫安表电路断路故障而使中心点电位升高，特设有保护装置。多数X线发生装置都是在该中心点两根引出线的接线柱上并联一对放电针或一个充气放电管。当断路发生，中心点电位升高时，放电针放电或充气放电管起辉导通，将高电位处对地接通，起到保护作用。

## 二、高压变压器的工作原理

高压变压器的工作原理同普通变压器，遵循如下分析：

1. 初、次电压之比等于初、次级绕组匝数之比，计算公式为：

$$K = U_1/U_2 = N_1/N_2$$

式中K为变压器的变压比，$U_1$为初级电压，$U_2$为次级电压，$N_1$为初级绕组，$N_2$为次级绕组。

高压变压器因是一个次级升压很高的变压器，所以其变压比大，多在一比数百的范围内，这是高压变压器的重要参数。

根据公式可知，在变压比不变的情况下，调节初级输入电压就获得了不同的次级高压，这就是多数X线发生装置用来调节管电压的方法。

2. 当忽略不计高压变压器本身的损耗时，变压器遵循能量守恒定律，初级输入功率等于次级输出功率。公式为：

$$P_1 = U_1 I_1 \qquad P_2 = U_2 I_2 \qquad U_1 I_1 = U_2 I_2$$

公式表明，高压变压器的输出功率是由初级提供的，工作中需要输出功率高时，在初级电压一定时，其初级电流就越大。

3. 当高压变压器空载时，初级线圈中有一很小的励磁电流流过，称为空载电流，是衡量变

压器质量的参数之一。对变压器来说，空载电流越小越好。

### 三、高压变压器的特点

X 线发生装置因工作状态的不同，与普通变压器比较，其高压变压器具有以下特点：

1. *变压比大* 诊断用 X 线发生装置输出电压很高，一般为 40～150kV。高压变压器的变压比因厂家、机器型号的不同有差异，一般有 1:200，1:300，1:500 或 1:600 等。

2. *连续工作负荷小，瞬时工作负荷大* 当 X 线发生装置工作在透视方式时，其管电流为 2～5mA，管电压为 40～110kV，其输出功率只有数百瓦，属于连续低负荷工作状态。当工作在摄影方式时，管电流可高达数百毫安至上千毫安，其输出功率达数十千瓦，但工作时间短，仅为 0.001～5s，属瞬时高负荷工作状态。因此，设计、制造诊断用 X 线发生装置的高压变压器时，与温升有关的参数可以忽略不计，降低设计容量，缩小整个体积。一般设计容量为最高输出容量的 1/3～1/5。

3. *浸在高压绝缘油中使用* 高压绝缘油的作用是绝缘和散热，浸在油中可提高变压器的绝缘性能和散热率。

根据以上特点，诊断用 X 线发生装置高压变压器的要求是：绝缘性能好，负载电压降小，性能稳定。机械强度大，结构紧凑，尽量缩小体积。

### 四、高压变压器的常见故障

1. *次级高压对地击穿* 故障表现为机器出现过载声、控制台面板上的电压表及千伏表指针下跌、毫安表指针上冲、高压发生器箱内有放电声。故障现象的程度随击穿程度的不同而不同，且随管电压增大而加剧，严重时熔断保险丝。故障出现后次级输出很低或无输出，表现为透视时荧光暗淡或无荧光，摄影效果很差或曝光量严重不足。

2. *次级线圈局部短路* 故障表现为：轻微时透视荧光屏先亮后逐渐变暗，呈现穿透力不足现象；严重时电压降增大，机器过载声明显，甚至熔断保险丝，无 X 线产生。

3. *次级线圈断路* 故障表现为通高压时往往通过断点处放电而形成通路，高压发生器内可能听到“吱吱”放电声，透视时荧光屏上荧光闪动。

## 第二节 其他高压部件

本节介绍高压发生器中除高压变压器之外的高压部件。它们是 X 线管灯丝加热变压器、高压整流器、高压交换闸和高压插座等，以及连接高压发生器和 X 线管组件的高压电缆。

### 一、灯丝加热变压器

X 线发生装置中的灯丝加热变压器指 X 线管灯丝加热供电变压器。在高压整流使用真空整流管的年代，高压整流管灯丝也需要专用加热变压器供电。同普通变压器一样，灯丝变压器是利用互感原理制作的降压变压器。它为 X 线管灯丝提供约 5～15V 的加热电压，使灯丝获得 10A 以下的加热电流。对于双焦点 X 线发生装置，必须设置两个灯丝加热变压器为两个灯丝单独供电，分别称为大焦点灯丝变压器和小焦点灯丝变压器。

(一)灯丝加热变压器的结构

灯丝加热变压器由铁芯、初级线圈和次级线圈组成(图 3-7)。铁芯用涂漆硅钢片采用交叉叠片法叠制而成,外形多做成“口”字或“日”字形。有的铁芯将要绕线圈的那个臂叠制成阶梯状。

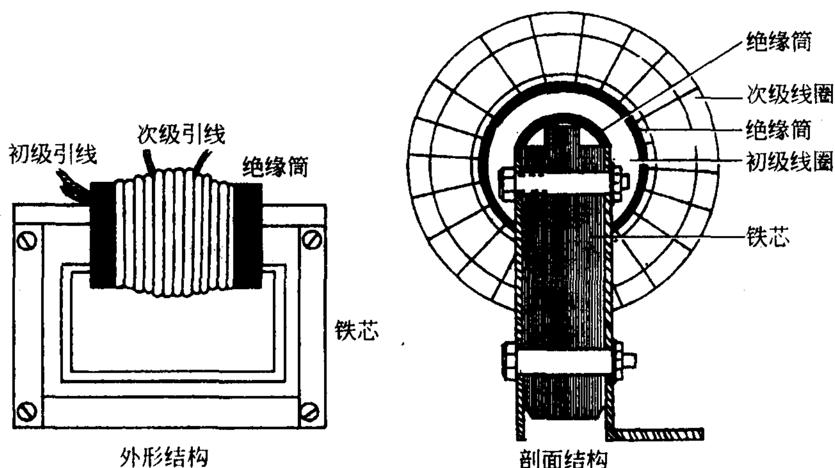



图 3-7 灯丝变压器外形及剖面图

灯丝变压器初级线圈工作电流较小,故绕制所用的导线线径较细,200mA 以下的 X 线发生装置,多用直径 0.19～0.51mm 的漆包线分数层绕在铁芯上,总匝数约为 800～1 000匝。层与层之间及线圈与铁芯之间用绝缘纸或黄蜡绸隔开绝缘。为提高效率,次级线圈与初级线圈绕在铁芯的同一个臂上,初、次级线圈之间用绝缘筒隔开,绝缘筒由绝缘性能好的压塑性材料制成,厚度约为 8～13mm。灯丝变压器次级工作电流较大,多用直径为 0.81～2.1mm 的纱包或玻璃丝包圆铜线,分 2～3 层绕制,总匝数为数十匝。

(二)灯丝加热变压器的特点

1. **具有足够的容量** 按照 X 线发生装置的工作程序,X 线管灯丝工作在两种状态:开机后即处于预备加热状态,曝光时瞬时增温到额定温度的工作状态,这两种状态均属连续负荷工作。因此,灯丝加热变压器必须具有足够的容量,才能提供稳定的加热电压给 X 线管。

2. **初、次级线圈之间绝缘良好** 灯丝加热变压器初级电压约在 100～200V 之间,次级在 5～12V 之间,初、次级电压并不高。但由于在 X 线发生装置电路中,两个灯丝加热变压器次级的公共端线与高压变压器次级的负高压端线相接在一起,当高压变压器工作时,灯丝加热变压器次级也处于高电位下。因此,灯丝加热变压器的初、次级线圈间必须具有足够的绝缘强度,以防次级高压向初级低压侧产生击穿现象,损坏低压元件,危害人身安全。一般灯丝加热变压器初、次级线圈之间的绝缘强度要达到高压变压器最高输出电压的一半以上。

(三)灯丝加热变压器的常见故障

1. **高压击穿** 灯丝加热变压器的高压击穿指的是次级线圈侧的高电位对低压侧的初级线圈击穿,这种故障时有发生。

其故障现象与高压变压器高压击穿现象类似。

2. 断路或接触不良　故障现象表现为灯丝不能正常加热。若发生断路时，灯丝不能燃亮，无X线发生。若断路点发生在双焦点X线管灯丝变压器次级的公用线路上，则表现为X线管大、小灯丝同时燃亮，但亮度较暗，不能正常发射电子，X线发生甚微或无X线产生。

## 二、高压整流器

大多数小型X线机及中型以上的X线发生装置都设置有高压整流电路。它利用高压整流元件将高压变压器输出的交流高压变为脉动直流高压，加给X线管，使其始终保持在阳极为正、阴极为负的直流高压下曝光。这提高了交流电的利用率，充分发挥了X线管的效率，消除了逆电压的影响。现存X线发生装置上用的高压整流元件多为高压硅整流器。

### (一)高压真空整流管

高压真空整流管目前已经淘汰，被高压硅整流器所取代。但在基层医院还存在有高压真空整流管的X线发生装置，过去国产的高压真空整流管有$E_1$-0.025/140型和$E_2$-0.25/125型两种型号。

### (二)高压硅整流器

高压硅整流器又称为高压硅堆，其外形及内部结构如图3-8所示。其内部是用单晶体硅做成的多个二极管(PN结)用银丝逐个串联而成，接线从两端引出，外壳用环氧树脂封装，硅堆的两端设置有引出线的接线端口，端口的方式有多种以便根据需要装上不同形式的插脚。

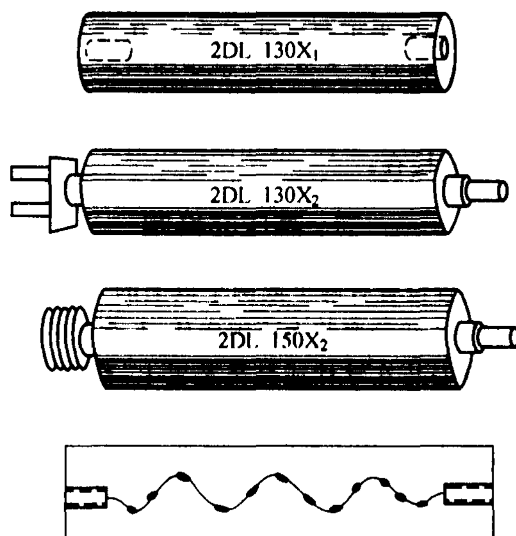



图3-8　高压硅堆外形及内部结构

在使用中，高压硅整流器要浸入高压绝缘油中，油温不得超过70℃。加在硅整流器上的反向峰值电压不得超过额定值，以防击穿。

国产高压硅整流器的型号为2DL系列。如2DL100X，2DL130X，2DL150X，2DL180X等，主要性能参见表3-1。

表 3-1　高压硅整流管型号及参数

| 硅堆型号 | 工作电压(kV) | 最高测试电压(kV) | 正向电压(V) |
|---|---|---|---|
| 2DL100$X_2$ | 100 | 150 | ≤120 |
| 2DL130$X_1$ | 130 | 195 | ≤150 |
| 2DL130$X_2$ | 130 | 195 | ≤150 |
| 2DL130$X_3$ | 130 | 195 | ≤150 |
| 2DL150$X_1$ | 150 | 225 | ≤180 |
| 2DL150$X_2$ | 150 | 225 | ≤180 |
| 2DL150$X_3$ | 150 | 220 | ≤180 |
| 2DL180$X_1$ | 180 | 270 | ≤200 |
| 2DL180$X_2$ | 180 | 270 | ≤200 |
| 2DL180$X_3$ | 180 | 270 | ≤200 |

**(三)高压整流元件的常见故障**

1. *高压真空整流管*　常见故障是灯丝断路和真空度下降。当判断高压真空整流管确已坏后，可用 2DL130$X_2$，2DL130$X_3$，2DL150$X_2$等高压硅整流器代换。

2. *高压硅整流管*　常见故障是内部断路和高压击穿。在单相四管桥式整流电路中，当处于同一半周工作的 1 个或 2 个整流管断路后，透视时荧光屏亮度降低，电流指示约为正常值的一半；当处于正、负两个半周工作的整流管分别断路 1 个或 2 个后，将无 X 线产生。高整流管击穿后，表现为透视或摄影时，机器发出明显过载声，电压表指针跌落，毫安表指针上冲，严重时达到满刻度，X 线微弱或无 X 线。

高压硅整流管内部断路和高压击穿，外表难以判断，可用代替法逐一检查。对其内部是否断路的判断，可用摇表(兆欧表)检查。

## 三、高压交换闸

中、大型通用 X 线发生装置设置有两个或两个以上的 X 线管，以适应不同检查方式的需要。如双床双管 X 线机，一个 X 线管安装在诊视床使用，多位于床下，称床下 X 线管，做透视和胃肠摄影用；另一个 X 线管安装在立柱或悬吊装置上，称床上 X 线管，做摄影及特殊检查用。这两个 X 线管共用一个高压发生器，这就要求必须设置一个交换装置，把高压发生器产生的 X 线管灯丝加热电压和管电压进行交换、输送到选用的 X 线管上。完成交换功能的装置称为高压交换闸。

高压交换闸在灯丝加热电压接通状态下根据工作需要交换 X 线管管位，动作频繁。高压交换闸的结构要求具有很高的绝缘强度和机械强度，能够承受管电压电路的最高电压值。为了保证触点接触良好，减少接触电阻，将其触点表面作镀银处理，且接触面积大，做到既有接触压力，又有弹性。

常用的高压交换闸有继电器式和电动机式两种。

**(一)继电器式高压交换闸**

继电器式高压交换闸是目前使用最广泛的一种交换闸。其结构由铁芯、吸合线圈、衔铁和带有触点的高压绝缘支架组成，接点浸泡在高压发生器箱内的绝缘油中。工作原理与普通继

电器相同，当吸合线圈得电后，衔铁吸合，带动高压绝缘支架动作，使触点闭合，将电路接通，输出管电压和灯丝加热电压给所选的X线管。

图3-9是双管X线机的高压交换闸电路，透视时不给高压交换闸线圈J供电，其常闭触点接通床下X线管供电电路，将管电压和灯加热电压输送给1XG。摄影时给线圈J供电，常闭触点断开，切断1XG供电电路；常开触点闭合，接通床上X线管供电电路，将管电压和灯加热电压输送给2XG。

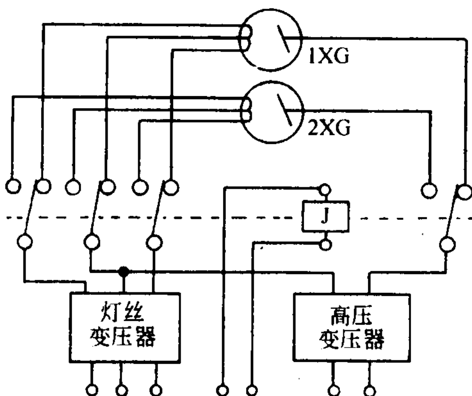



图3-9 双球管X线机高压交换闸电路

图3-10是三管X线机的高压交换闸电路。3个X线管的工作由3个高压交换闸$J_1$，$J_2$，$J_3$分别控制，$AN_1$～$AN_3$为互锁式琴键开关，又分别控制了3个高压交换闸线圈的得电与否。当按下任一按键后，接通对应的高压交换闸线圈电路，高压交换闸吸合，输出管电压和灯加热电压给选用的X线管。由于采用互锁式按键，当按下任一键时，其余键自动弹起，断开了其余X线管管位的控制电路。

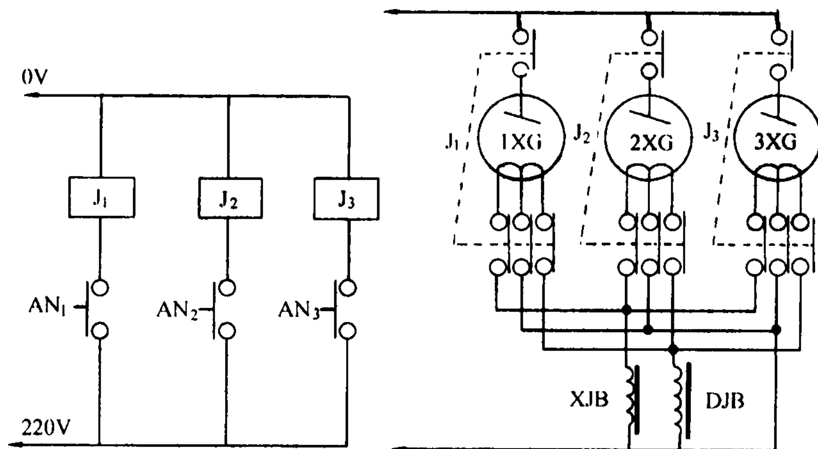



图3-10 三球管X线机高压交换闸电路

**（二）电动机式高压交换闸**

电动机式高压交换闸的结构由小型可逆电动机、驱动套件及装有触点的支架组成。其工作原理是：可逆电动机得电转动，经齿轮变速后，带动一根装有触点的高压绝缘支架，反复走动，使触点与高压插座上相应的接点接触。为控制电动机的转向和触点接触良好，在恰当的位置上精确设置限位开关，当触点与高压插座上的接点紧密接触后，限位开关被压开，自动切断电动机电源，运动立即停止。

**（三）高压交换闸的常见故障**

1. 绝缘支架断裂　由于高压交换闸动作频繁，且设计上有较强的接触压力，高压交换闸工作数年后易出现绝缘支架断裂现象，此时衔铁吸合，但支架运动不到位，触点均不能接通，表现为断路故障，无高压及灯丝加热电压输出。

2. 触点接触不良　高压交换闸长期工作后其触点弹性减低、变形或移位，出现触点接触不良现象。当阳极或阴极高压触点出现接触不良时，会听到高压发生器箱中有放电声，控制台上毫安表指针不稳等现象。当供给灯丝加热电压的触点接触不良时，加热电压降低，出现 X 线微弱或无 X 线发生。

3. 引线断路　由于活动触点连接引线一起活动，引线断路时有发生。多出现在引线焊接处，高压引线断路将无管电压输出。若断线出现在大、小焦点引线上，将分别表现为一个灯丝不亮。若断线出现在灯丝公共引线上，将表现为大、小灯丝同时亮，但亮度不足。

## 四、高压电缆

除组合机头式的 X 线发生装置之外，X 线发生装置的高压发生器和 X 线管组件是分离的。高压电缆的作用就是将高压发生器产生的高压和灯丝加热电压输送给 X 线管。高压电缆将高压发生器与 X 线管组件连接在一起，长度约为 8～12m，最长的可达 16m。电缆要求耐高压、柔软、抗拉、直径小和轻便。

**（一）高压电缆的结构**

X 线机的高压电缆，按芯线的排列方式可分为同心圆式和三角形式两种，如图 3-11 所示。他们基本结构大致相同，由以下几个部分组成。

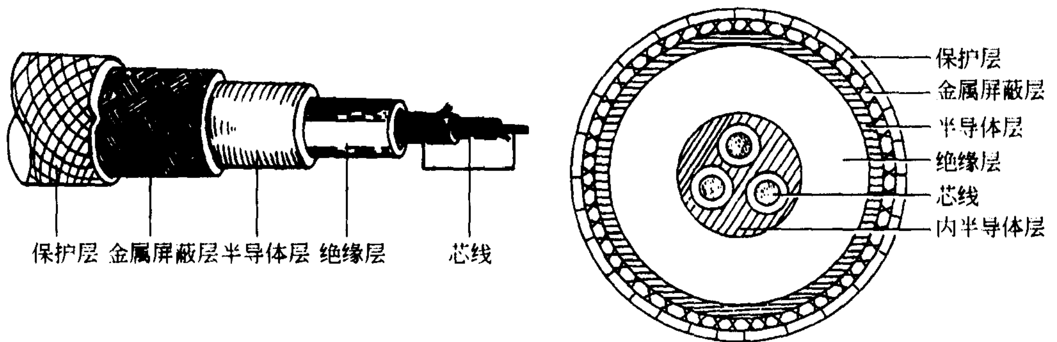



**图 3-11　同心圆式及三角形式高压电缆结构**

1. 芯线　位于高压电缆内层，它直接承载高压和灯丝电流通过。每根芯线由多股细铜丝

组成，外紧包一层薄的绝缘层。其绝缘要求应经受 50Hz，1 000V的交流电试验 5min 不击穿。电缆芯线的数目有二芯、三芯和四芯等。二芯的电缆用于单焦点 X 线管，三芯的电缆用于双焦点 X 线管，四芯的电缆用于特殊 X 线管，如三极 X 线管、三焦点 X 线管。以三芯电缆应用最为广泛。

2. *高压绝缘层* 包裹在芯线外，它是高压电缆的主要绝缘层，由橡胶与化学原料配制而成，灰白色，厚度在 4.5～10mm 之间。它的作用是使芯线的高压对外绝缘。高压绝缘层橡皮应紧密结实，具有良好的机械强度，同时还要具有韧性，能在一定范围内弯曲无损。高压绝缘层的耐压要求视不同型号而定，一般介于 50～200kV 之间。

3. *半导体层* 半导体层紧贴于绝缘层上，是由半导体材料与橡胶制成，呈灰黑色，厚度为 1～1.5mm。它的作用是消除绝缘层外表面与屏蔽层之间的静电。

由物理电学知识可知，电介质在外电场的作用下其分子将被极化形成电偶极子，并按外电场方向排列。从而使电介质两侧与外电场的垂直表面上出现等量的正负电荷（图 3-12A）。这些电荷因受到原子核的束缚而不能离开电介质，故称为束缚电荷。外电场越强，极化程度越大，所产生的束缚电荷量就越多。当外电场撤去后电介质又恢复到原来状态。

高压电缆工作在直流高压下，受到高压静电场作用的绝缘层就如同上述受到外电场作用的电介质一样。以阳极电缆为例，靠近芯线的内表面出现负电荷，外表面出现正电荷。当紧贴在绝缘层表面的金属屏蔽层与绝缘层接触良好时，两者之间无静电产生，但当两者之间接触不良出现空隙时，此外的正电荷与金属屏蔽层之间形成静电场（图 3-12B），使此处的空气电离，产生静电放电。空气电离产生的臭氧会加速绝缘层橡胶老化，破坏其绝缘性能。为防止这种现象发生，在绝缘层与金属屏蔽层之间加一层半导体层，利于电荷移动，消除接触不良处的静电场，从而避免上述危害的产生。

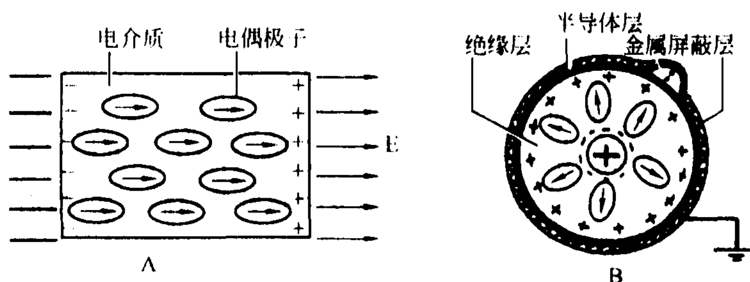



**图 3-12 半导体层的作用**

在三根芯线呈三角形排列的电缆中，芯线与绝缘层间的电场分布不均匀，在芯线凸起的地方电荷密度大，电势能高，容易引起此处电缆击穿，因此紧贴芯线外表面加一层半导体层，称为内半导体层，使电场分布均匀。

电缆芯线呈同心圆式排列时，电场分布是均匀的，不必设内半导体层。

4. *金属屏蔽层* 该层由直径不大于 0.3mm 的镀锡铜丝编织而成，编织密度不小于 50%，围绕半体层紧贴其上，在电缆的两端与高压插头的金属喇叭口焊接在一起，借固定环紧固接地。金属屏蔽层的作用是当电缆发生高压击穿故障时，高电位迅速直接入地，防止电击操作者

或病人，保护人身安全。

5. *保护层* 该层是高压电缆的最外层，一般用塑料制成，包裹在电缆外部起保护作用，并防止有害气体、油污和紫外线对电缆的损害。

**（二）高压电缆的使用**

高压电缆在使用中，应注意防止过度弯曲，其弯曲半径要大于电缆直径的5～8倍，以免损坏绝缘层，降低绝缘强度。平时要加强保养，保持电缆干燥、清洁，避免油污和有害气体的侵蚀，以加速橡胶老化。

选用高压电缆时应特别注意其耐压值，表3-2列出了常用型号电缆的使用参数，供参考。

**表3-2 常用型号高压电缆的使用参数**

| 型号 | 芯线截面（$mm^2$） | 芯线数 | 低压绝缘厚度（mm） | 高压绝缘厚度（mm） | 护套厚度（mm） | 最大外径（mm） | 试验电压（kV） | 电压等级标志线 | 电容值（pF/m） |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| $X\text{-}Z_{50}$ | 1.5 | 3 | 1.0 | 4.5 | 1.0 | 24.5 | 65 | 绿 | 245～295 |
| $X\text{-}Z_{75}$ | 1.5 | 3 | 1.0 | 6.0 | 1.0 | 28.0 | 100 | 红 | 200～250 |
| $X\text{-}Z_{100}$ | 1.5 | 3 | 1.0 | 7.5 | 1.0 | 31.0 | 130 | 蓝 | 180～230 |
| $X\text{-}Z_{125}$ | 1.5 | 3 | 1.0 | 9.0 | 1.5 | 36.0 | 165 | 白 | 165～215 |
| $X\text{-}Z_{150}$ | 1.5 | 3 | 1.0 | 11.0 | 1.5 | 43.0 | 200 | 黑 | 155～205 |

注：①在自整流X线发生装置中所选择的电缆电压等级推荐为工作电压峰值的2倍以上；②若用于中性点接地的X线发生装置时，所选择的电缆电压等级为最高管电压的一半

高压电缆芯线与金属屏蔽层之间形成一个沿电缆长度分布的电容，该电容量虽小（约为200pF/m），但由于电压很高，电容上的电能不可忽视。维修时须特别注意，拔出电缆后必须先将芯线对地放电，以免电击。

**（三）高压电缆的常见故障**

1. *高压电缆击穿* 击穿指的是电缆绝缘层遭到破坏，芯线与金属屏蔽层之间形成短路。击穿部位大多发生在高压插头附近，特别是X线管组件侧的插头。电缆击穿的故障表现为机器出现明显过载声、电压表及千伏表指针下跌、毫安表指针冲顶满刻度，熔断器熔断。击穿点附近可闻到程度不等的焦臭味。

2. *电缆芯线断路* 电缆在使用过程中因过度弯曲、弯折频繁，引起芯线断路。2～3根芯线同时断路的可能性很小，多为一根芯线断路。阳极电缆1～2根芯线断路，一般无影响。在阴极电缆若一根电芯线断路，则相应焦点灯丝不亮；若公用芯线断路，则大小焦点同时燃亮，但亮度较暗，X线甚微或无X线产生。

3. *电缆芯线短路* 阳极电缆发生芯线短路无任何影响，不易发现。若发生在阴极电缆，轻者使灯丝加热电压降低，X线量减少或输出不稳。严重时灯丝不能正常点亮，无X线发生，同时灯丝加热电路及灯丝加热变压器出现程度不等的发热，甚至烧毁。

## 五、高压插头与插座

**（一）高压插头、插座的作用**

高压发生器产生的管电压和灯丝加热电压要靠高压电缆输送到X线管组件。电缆较长，

为了生产、运输及安装方便，将高压电缆制成可以拆卸的方式。在电缆两端采用灌注的方式装接高压插头，在高压发生器箱上盖和 X 线管管套上分别装配有高压插座。安装时只要将高压电缆两端的插头分别插入高压发生器箱上盖和 X 线管管套上对应的高压插座内，即可完成高压发生器与 X 线管的连接。

**(二)插头与插座的构造**

高压插头与插座工作在高压下，故其耐压要求很高，多采用机械强度高、绝缘性能好的压塑材料或橡胶压制成圆管状(图 3-13)。

插头的头端压铸有三个铜制插脚，插脚的根部钻有引线孔，电缆芯线的引线从内出此孔后焊接在插脚根部的沟槽内。插头底部镶有金属喇叭口，与高压电缆的金属屏蔽层焊接后接地。插座的头端压铸上 3 个铜制接线柱，接线柱内钻有深度约 1cm 的圆孔，以方便插头的插脚对应插入。

**(三)高压插头与插座的连接**

高压插头插入插座并非像普通电源插头插入插座那样简单，为了保持良好的绝缘，不致产生沿面高压放电，插入前要将插头与插座用乙醚或四氯化碳清洁处理，有必要时还要用电吹风做干燥处理，插入时用脱水凡士林或硅脂作填充剂，以排出插座内的空气。

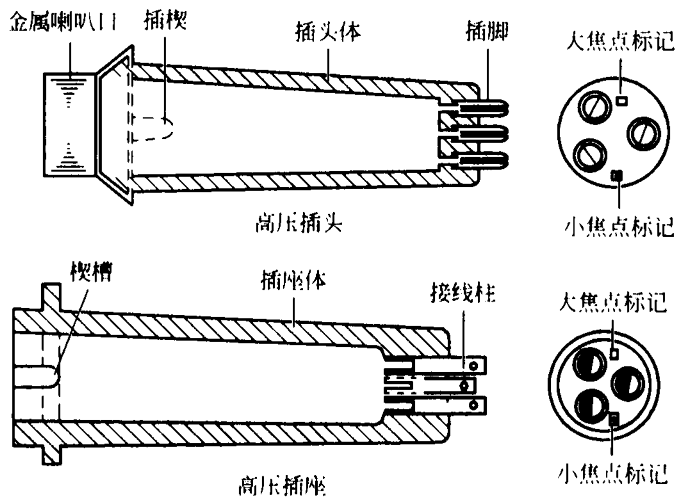



**图 3-13　高压插头与插座结构**

插头插入插座，插头的插脚就与插座的接线柱内孔紧密接触。3 个插脚呈等边三角形或等腰三角形排列，以后者为多。为明确插入方向和防止插头转动，在插头的底部设有凸出的插楔，在插座的底部设有凹形的楔槽(图 3-13)，插入时，插楔对准楔槽插入，到位后用固定环固定即可。压环也保证了电缆外金属屏蔽层的可靠接地。

## 六、常用绝缘材料

X 线发生装置高压部件在加工生产、使用及维修中常用的绝缘材料有高压绝缘油、绝缘纸、黄蜡绸、塑料等。

**(一)高压绝缘油**

高压绝缘油,又称冷却油。它是从石油中提炼出来的一种矿物油,呈浅黄色,主要用于高压发生器箱内和X线管管套内的起绝缘和散热作用,其性能标准为:

1. *电介质强度* 在X线发生装置中,高压发生器用的油耐压要求大于30kV/2.5mm,组合机头和X线管管套内用的油耐压要求大于40kV/2.5mm,该值是按照国家标准的油杯对高压绝缘油进行耐压试验的测试值。油杯标准是:杯内电极圆平面直径为25mm,极间平行距离为2.5mm,圆平面上缘与油面的距离不小于15mm(图3-14)。

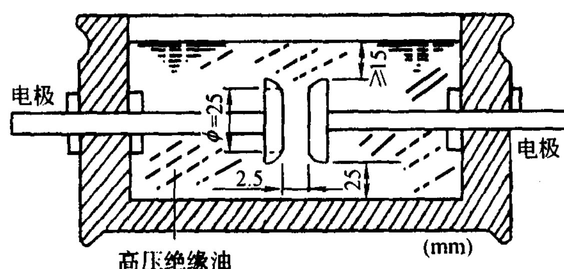



图3-14 高压油杯

2. *黏度* 黏度低,使用时易于对流散热。在20℃时,用恩格尔黏度计测定,不大于5℃;用瑞得乌德黏度计测定,不大于86.4s。

3. *燃烧点* 要求在150~160℃。

4. *闪燃点* 要求在135~150℃。

5. *凝固点* 要求在-15~-45℃。高压绝缘油按照凝固点标号,如15号油其凝固点为-15℃,45号油其凝固点为-45℃。

6. *相对密度* 要求在15.5℃时为0.895。

7. *导热系数* 要求油的温度上升1℃,膨胀系数为0.5‰。

8. *颜色* 一般为浅黄色或水白色,透明无悬浮物。化学性能稳定,无水分,含杂质少。

X线发生装置用的绝缘油,电介质强度是主要的。尤其是油中不能含有水分、悬浮物和杂质,否则会严重影响它的电性能。

高压绝缘油长期使用后,由于受到电场、光线、高温、氧化、水分、触媒(如铜、铁、尘垢等)的作用,其性能会逐渐降低,电介质强度明显下降,此种现象称为高压绝缘油老化。高压绝缘油老化后必须换新油,或者有条件的可以采用过滤法将油再生后使用。

在维修中存放高压绝缘油时,必须放在清洁、干燥的容器中密封保存,切勿长期暴露在空气中,以防吸潮。

**(二)其他绝缘材料**

1. *电容器纸* 高压变压器线圈的层间绝缘多用此种纸。它由纯纤维素制成,经石蜡或石油浸渍后使用。电容器纸结构均匀,不含杂质,对空气的渗透极小。厚度极薄,一般为0.006~0.02mm,密度很高。其介电常数较大,击穿强度较高。使用中要注意:电容器纸在110~120℃时显著氧化,机械强度显著降低,在150~160℃时纤维素分解,烧焦而破坏。

2. *塑料* 它具有很好的机械强度和绝缘性能,能够制成各种形状,满足多种需求。塑料

在X线发生装置上的应用十分广泛,常用的塑料有:①酚醛压塑粉(3201)具有优良的绝缘性能和良好的物理性能,主要用于X线发生装置的高压插头、插座,旋转阳极X线管的阳极座等。②聚丙烯(PP)具有特殊的刚性和较好的耐热性,可在100℃以上使用,电介质强度为22~26kV/2.5mm。主要用于X线发生装置的灯丝变压器的初、次级间的绝缘套。③尼龙6,俗称卡普隆,它具有较高的强度、耐热性、硬度、耐磨性且弹性较好,冲击强度高,熔点低,电介质强度为17.4~20kV/2.5mm。一般用于组合机头内作高压支撑元件。

除上述外,X线发生装置中还常用电缆纸和黄蜡绸等物质作绝缘材料。

(四川省雅安职业技术学院　樊先茂)

# 第4章　X线机低压部件

X线机低压部件包括自耦变压器、谐振式磁饱和稳压器、空间电荷抵偿器、接触器与继电器、控制开关、常用仪表等。随着微电子技术的高速发展，大规模集成电路已广泛应用于X线机中，较多的低压部件可通过微电子电路来实现控制。本章重点介绍自耦变压器、稳压器、空间电荷抵偿器及X线机常用仪表的功能、结构及原理。

## 第一节　控　制　器

不管是携带式的小型X线机，还是体积庞大、功能多的大型X线机都需要完善的控制器，通常称为控制台。

### 一、控制器的功能

①X线机的开机与关机，电源电压调整；②根据需要选择合理的检查方式：普通摄影、滤线器摄影、立位滤线器摄影等；③根据需要调节和选择曝光参数：管电压、管电流与曝光时间，并能提前预示管电压；④控制X线的发生与停止，在曝光过程中指示实际管电流值。

### 二、控制器的构造

不同型号X线机的控制器结构形式不一，但一般都是由控制器面板结构和内部结构两部分组成。

**（一）面板结构**

控制器面板是技术人员操作X线机和输入曝光参数的界面，面板上设有各种控制开关、按键、调节旋钮和指示仪表，以分别用来完成开关机控制、曝光参数的调节与选择、曝光控制、曝光参数的预示与指示等功能。参数调节与方式选择有旋钮式、琴键式（图4-1）和触摸式（图4-2）3种。

1. 开关　一般包括电源开关和手开关。

（1）电源开关：小型X线机多用组合开关，中、大型X线机多用按钮开关、琴键开关，现代X线机多用触摸开关。其作用是直接或间接控制X线机的输入电源，使X线机整机电源接通或断开。

（2）手开关：这是一种特制的按钮开关，用来接通控制电路，控制X线的发生，称为曝光开关。根据X线机曝光控制形式的不同，分单层开关（按下准备、松手曝光或按下准备、就绪后曝光）和双层开关（按下第一档准备、按下第二档曝光）。

2. 选择器　常用转换开关、琴键开关、刷形开关及触摸式开关，现代X线机多用触摸式开关。选择器主要用于检査技术方式选择、摄影毫安选择、曝光时间选择，为分档断续选择。也有的中、小型X线机的电源电压、透视管电压和摄影管电压采用选择器来选择，其参数为断续值。

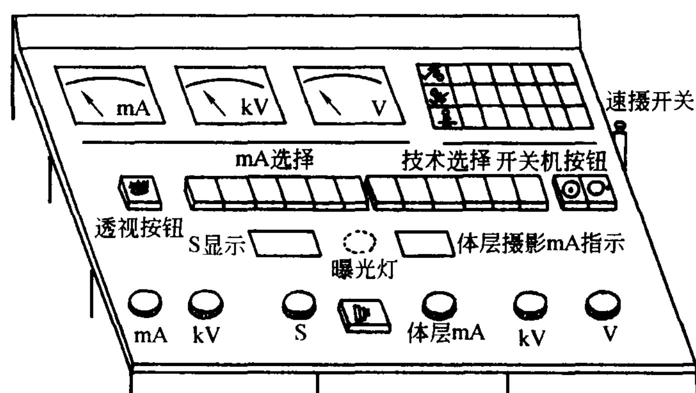



图 4-1　琴键式控制台面板结构(XG-500 型)

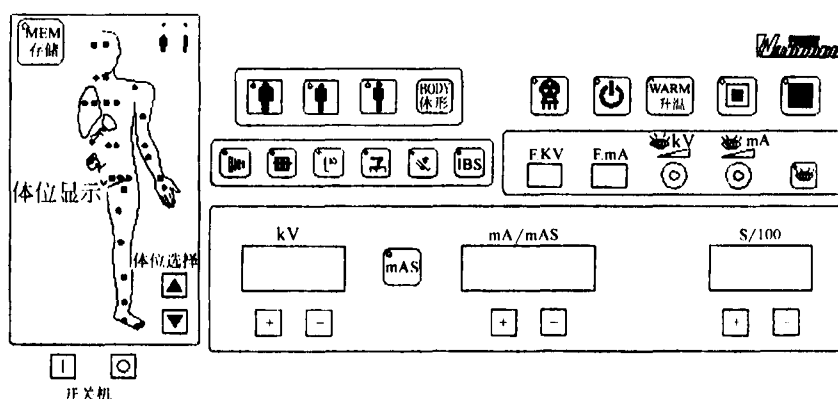



图 4-2　触摸式控制台面板结构

3. **调节器**　在 X 线机中，调节器主要用于电源电压、透视管电压、摄影管电压及透视管电流的调节。其特点是通过调节获得连续数据值。对具有自动调节功能的中、大型程控 X 线机，在面板上通常是用触摸式按钮来实施控制的。

4. **显示器件**　控制器面板上一般均设置有指示灯和显示仪表。

(1)指示灯：在控制器面板上一般设有电源指示灯、曝光指示灯。一般中型以上 X 线机还设置有过载指示灯，当操作人员选择的曝光条件超过 X 线管额定容量时，控制电路会实施保护，X 线机不能曝光，同时过载指示灯点亮，提醒操作人员。大型 X 线机一般设有故障指示灯，对故障区域作出提示。随着微电子技术的应用，现代 X 线机的故障用代码显示，故障代码较准确和具体地指示了故障性质和范围，对于快速修复提供了方便。

(2)显示仪表：控制器面板上一般都设置有电源电压表、千伏表和毫安表，分别用于实时指示电源电压和管电流、预示管电压。工频 X 线机多用指针仪表显示，而现代 X 线机多用数字显示。有些 X 线机用一个双量程电压表，分别指示电源电压和管电压。大型 X 线机还设置了

毫安秒表，用于短时间曝光，其显示的是管电流与曝光时间的乘积，即毫安秒。

**(二)内部结构**

大多数X线机的低压部件、控制元件均按照一定方式布局在控制器内部。各型X线机控制器内部元器件的布局有所不同，一般分为上下层、前后面，卸下四周侧面板可清楚地看到其全部内容。一般体积大、重量重的部件如自耦变压器、稳压器和空间电荷抵偿器等排布在控制器的底层；中上层排布接触器、继电器、延时器、大功率电阻及电路板等；在控制器的背面下方一般设置有接线板或接插件，与控制器外部连接。

逆变方式、计算机控制的X线发生器都采用电器柜方式。其控制台只是操作键盘，内设键盘控制、显示和通讯电路，而把所有控制电路、执行器件、功率器件，都集成到单独的电器柜中，连同高压发生器也置入其中。电器柜可以放在机房角落。这样控制台可做成壁挂式，显得简洁明快，不占空间。

## 三、控制方式

X线发上装置控制系统是实现按操作人员所选择的技术选择和曝光参数(管电压、管电流和曝光时间)产生X线的系统。曝光参数控制方式有以下几种。

1. **三钮控制** 管电压、管电流和曝光时间三个参数各有一旋钮来进行调节或选择，称为三钮制调节控制式。三钮制具有摄影条件搭配灵活、造价低廉等特点，大型X线机的过去产品及小、中型X线机多采用此种方式。

2. **二钮控制** 随着大功率旋转阳极X线管的开发成功，快速动态摄影技术得到应用。随之，控制电路要求将管电流和曝光时间的乘积作为一个参数来进行控制，X线机的控制系统出现了只有管电压和曝光量(mAs)的二钮制调节控制方式。摄影时只需选定千伏值和代表X线辐射量的mAs值，即可完成摄影条件的选择。

3. **单钮控制** 随着能量转换技术的发展，光电倍增管及电离室等广泛应用于X线机上，特别是计算机技术的应用，使X线机的自动曝光成为现实。1970年后相继出现了单钮制和零钮制调节控制方式。所谓单钮控制方式是在摄影时，操作人员只需要选定千伏值，即可在X线管允许的最大功率范围内，通过X线自动降落系统在极短的时间内充分发挥X线管效率的情况下进行曝光。

4. **零钮控制** 所谓零钮控制方式并非无钮，而是按人体的部位和厚薄分类设置部位按钮，摄影时只需按下相应的部位按钮，其曝光参数即自动针对该部位确定适当值，首先是选定千伏(kV)和毫安(mA)，曝光进行、结束过程同单钮控制方式。

# 第二节 自耦变压器

## 一、自耦变压器的功能

自耦变压器是将220V或380V单一数值的电压变为多个不同数值且可调节的输出电压，以供给X线机各部分电路及元器件的工作需要，它是X线机供电的总枢纽。

## 二、自耦变压器的结构

自耦变压器是根据自感原理制作的变压器，在结构上与普通变压器有所不同。变压器由铁芯和线圈两部分组成，自耦变压器的铁芯形式同普通变压器，主要采用“口”字形，也有采用“C”字形或环形的。但自耦变压器的铁芯上只绕制一个线圈（也有的绕制成均等的两个线圈分装在铁芯的两个臂上串联使用）。该线圈中与电源连接的部分是初级线圈，与负载连接的部分是次级线圈。自耦变压器采用分段抽头式或滑轮滑动的方式将线圈分成若干段，在初级达到调节电源电压的目的，在次级达到输出各种不同数值且灵活可调的电压。

由于 X 线机所用的自耦变压器在工作时负载电流较大，因此线圈多采用玻璃纱包扁铜线绕制，其线径尺寸常用 1.5mm×5mm 或 2mm×4mm 等。

## 三、自耦变压器的工作原理

自耦变压器的工作原理同普通变压器。如图 4-3，ab 部分为初级线圈，bc 部分为次级线圈。输入电压与输出电压的关系遵循普通变压器变压比的规律，即输入、输出电压之比等于初、次级线圈匝数之比。

$$K = U_1/U_2 = N_1/N_2$$

式中 K 为变压比，$U_1$，$U_2$分别为输入电压和输出电压，$N_1$，$N_2$分别为初级线圈匝数和次级线圈匝数。自耦变压器的变压比一般在 1～2 之间，当 K＝1 时，则自耦变压器的输出电压等于输入电压，电压值没有改变，电源经过供电导线直接为次级电路供电；在中、大型 X 线机中自耦变压器的变压比设计值大于 2，以满足低管电压至高管电压（一般在 125kV 以上）宽范围摄影的需要。

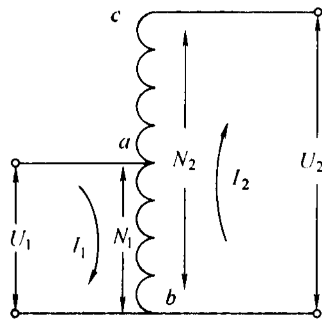



图 4-3　自耦变压器工作原理

图 4-3 中，自耦变压器初级 ab 两端的电压为 $U_1$，初级回路中产生的电流为 $I_1$，次级 bc 两端产生的电压为 $U_2$，次级回路中产生的电流为 $I_2$。此时在初、次级公共线圈 ab 部分流过的电流是初级电流 $I_1$ 与次级电流 $I_2$ 两个电流的合成，由于这两个电流的方向相反，故公共线圈 ab 段的电流为 $I_{ab} = I_2 - I_1$，显然 Iab 较小，这样在生产中绕制线圈时可节省材料，结构简单。

## 四、常用自耦变压器的类型

### （一）抽头调压式

该自耦变压器的结构是在铁芯上装有一个线圈或两个串联的线圈，在线圈中每间隔一定匝数引出一根接线，如图 4-4 所示，由于引出接线间的匝数不同，其输出的电压值也不同，其值标注在接线板上引出接线柱旁。使用时用导线将接线板上各电压值接到电压选择开关上，以便对电压进行选择和调节。

此种调节方式的自耦变压器，机械调节，结构简单，多用于小型 X 线机。因其机械接点允许通过的电流较大，故中、大型 X 线机的自耦变压器也有采用此种形式的。

### （二）抽头、滑动混合调压式

X 线机的自耦变压器多采用这种结构形式。该方式的自耦变压器线圈绕组分内层和外

层，内层绕组每间隔一定的匝数引出固定抽头，输出规定电压值，以满足 X 线机各电路的电压需要值，其形式同上抽头式。外层绕组绕制成功后，在线圈外筒表面的绝缘层上清理出一条宽窄适当的滑动道，将该滑动道的裸线面磨平以利于碳轮滑动，但线圈匝间仍保持绝缘。在滑动道上为了保证碳轮与线圈裸线面间接触良好，减少接触电阻，在碳轮上端多装有弹簧或簧片以保证碳轮与之紧密接触。通过手动机械调节装置或自动控制的电动传动调节装置，使碳轮在裸线面上滑动，改变自耦变压器的次级匝数，从而获得不同的输出电压值。其滑动调节原理如图 4-5 所示。

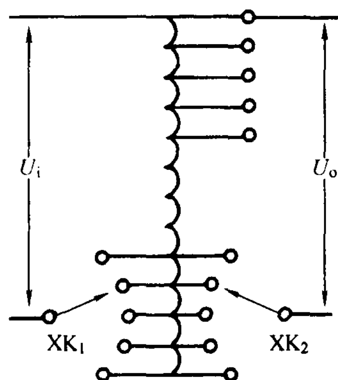



图 4-4　抽头调压式自耦变压器

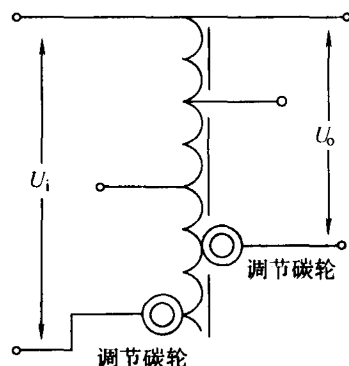



图 4-5　自耦变压器滑动调压原理

采用滑动调节方式可获得连续均匀的电压数值，以满足细腻调节的要求，且接触电弧小。该调压方式多用于工频 X 线机中电源电压的调节、透视管电压的调节和摄影管电压的调节。但单独采用该调节方式的自耦变压器在 X 线机中用得较少，因为它不能满足 X 线机的电路需要多种不同电压值的要求。

目前采用自动控制调压的滑动式自耦变压器较多，该方式是在输入指令信号或自动信号的控制下，经反馈电路及逻辑电路输出正、负信号给驱动电路，经驱动推动直流电机正转或反转，经变速装置带动碳轮来回运动，实现连续调节。

## 五、自耦变压器的故障

1. 匝间短路　该故障多出现于碳轮滑动式的自耦变压器上，因碳轮滑动部分的线圈外表面粘上潮湿的尘埃、杂质或金属异物后容易引起匝间短路。匝间短路后空载电流大，有程度不等的烧焦味，线圈表面颜色改变，严重时出现异常的嗡嗡声，甚至熔断电源保险丝。

2. 线圈对地漏电短路　线圈漏电是指绕组与铁芯（地）之间的绝缘程度下降而出现的电流增大现象。此时自耦变压器的输出电压下降，后接的各电路均不能正常工作。严重时熔断电源保险丝。

3. 断路故障　因绕制自耦变压器线圈的导线较粗，导线本身断线极少，一般发生在引线的焊接处出现虚焊。

# 第三节　稳　压　器

稳压器的种类很多，在医用 X 线机中多采用谐振式磁饱和稳压器。

## 一、稳压器的作用

为得到高质量的 X 线影像，要求 X 线管产生时管电流必须稳定准确。而管电流的产生是受阴极灯丝加热控制的，根据灯丝发射电子特性曲线可知，灯丝温度的轻微变化都会使管电流产生较大的变化。为此灯丝电路必须设置稳压器，为灯线提供一个稳定的加热电压，获得稳定的加热温度，得到稳定的管电流。

由于稳压器具有当输入电压在一定范围内变化而输出电压不变或变化微小的特点，故可避免因电源电压的波动或电路压降对 X 线管灯丝加热电压的影响，从而保证了 X 线管稳定输出管电流。

也有的 X 线机将稳压器输出的稳定电压除供给灯丝电路外，同时也供给其他比较精密的电路，如限时电路等。

## 二、谐振式磁饱和稳压器的构造与工作原理

### （一）磁饱和稳压器的结构与工作原理

磁饱和稳压器的主体是一个饱和变压器，其铁芯与普通变压器不同，初级侧的铁芯截面积较大，称非饱和铁芯；次级侧的铁芯截面积较小，称饱和铁芯。在非饱和铁芯上绕制初级线圈，在饱和铁芯上绕制次级线圈，其结构见图 4-6a。

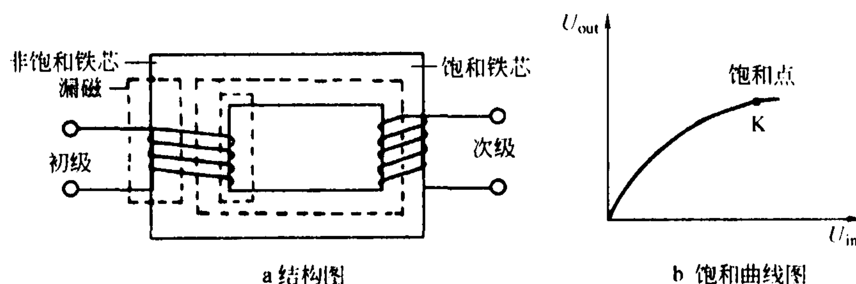



图 4-6　磁饱和稳压器结构及磁饱和曲线

磁饱和稳压器的工作原理是利用铁芯磁化曲线的非线性特点，在输入电压很低时，磁饱和稳压器和普通变压器一样，按变压比关系把电压升高或降低。随着输入电压的升高，初级侧铁芯的磁通量不断增加，而次级侧饱和铁芯由于截面积较小，通过铁芯的磁通量不断增加而很快达到饱和，多余的磁通量通过空气而泄漏，此时该饱和铁芯上的磁通量恒为一定值，如图 4-6b 中的 K 点，绕在该饱和铁芯上的线圈感应出的电压也就基本不变，这样稳压器次级的输出电压也就不再随初级电压的变化而改变，达到稳定输出电压的目的。

而事实上，在次级饱和铁芯的磁通达到饱和之后，当初级输入电压在一定范围内变化时，次级输出电压仍有微小的波动，并非稳定为一定值，如图 4-6 中 K 点以后的曲线仍有微小的上

升趋势，故磁饱和稳压器的输出电压仍不够稳定。另外该稳压器在次级饱和铁芯达到饱和时，需要从电源中吸收很大的磁化电流，增加了电源的能量损耗，稳压器的效率不高，电压波形畸变。

**（二）谐振式磁饱和稳压器的结构与工作原理**

为了弥补磁饱和稳压器输出电压不够稳定和电源能耗的缺点，谐振式磁饱和稳压器在结构上进行了改进，如图 4-7 所示，在磁饱和稳压器的初级非饱和铁芯上接入了一个补偿可调线圈 $L_3$，该线圈的绕向与初级线圈 $L_1$ 相反、与次级线圈 $L_2$ 反向串联；在次级饱和铁芯上另绕制一个由线圈 $L_4$，并与电容 C 组成的谐振单元。

谐振式磁饱和稳压器的工作原理见图 4-8，根据图中 $L_2$ 与 $L_3$ 的接线关系可知输出电压 $U_O=U_{L2}-U_{L3}$。当电源电压变化时，在初级侧非饱和线圈 $L_1$ 上的电压变化较大，在次级侧饱和线圈 $L_2$ 上的电压变化则很小，补偿线圈 $L_3$ 上因匝数小电压变化也很小。因 $L_3$ 与 $L_2$ 反向串联，因此精确调节 $L_3$ 的匝数，使 $L_3$ 电压变化量与 $L_2$ 的电压变化量相等或接近，这样 $L_2$ 在饱和 K 点以上产生的电压变化正好被 $L_3$ 上所感应的电压所抵偿，提高了稳压器的输出电压稳定性。

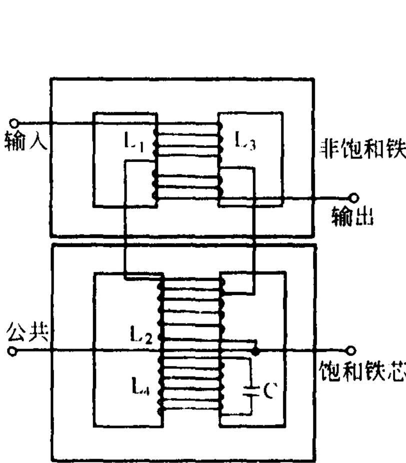



图 4-7　谐振式磁饱和稳压器结构

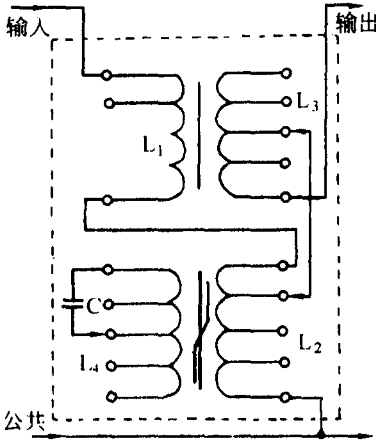



图 4-8　谐振式磁饱和稳压器电路

在饱和铁芯上绕制由线圈 $L_4$ 与电容 C 组成的谐振单元，调节 $L_4$ 的匝数获得一定的频率，使该频率与供电电源频率相等，则振荡单元发生谐振，由于谐振电流很大，使次级铁芯很快达到饱和点，降低了磁化电流，减少了电源能耗，提高了稳压器的工作效率。

谐振式磁饱和稳压器的稳压性能较好，当电源电压发生±20％变化时，输出电压的波动不超过±1％。但该稳压器对电源频率要求严格，必须和 $L_4C$ 组成的振荡频率相同。国产 X 线机在出厂时，已按 50Hz 的电源频率调谐好了 $L_4C$ 振荡电路，因此，当用户的电源频率不稳时，稳压器的稳压效果将降低，其输出电压随频率变化而变化。

在现代 X 线机中除了使用谐振式磁饱和稳压器外，还采用了晶体管电子稳压器和高频逆变技术，根据管电流的变化情况触发高频逆变器，及时调整 X 线管灯丝加热电压，使管电流更稳定。

## 三、谐振式磁饱和稳压器的故障

1. 谐振电容器击穿　电容击穿后谐振线圈短路，表现为稳压器输出电压很低，稳压器出现程度不等的发热，并产生焦味。

2. 谐振电容器断路　此时无谐振电流产生，表现为输出电压下降。

3. 输出电压不稳　主要出现在电源频率不稳定、谐振电容变质、补偿线圈的匝数或气隙调节不佳等情况下。

# 第四节　空间电荷抵偿器

空间电荷抵偿器实际上是一个次级多抽头的变压器，又名空间电荷抵偿变压器。

## 一、空间电荷抵偿器的作用

X 线管灯丝加热后，灯丝侧后方发射出来的电子聚集在灯丝周围形成空间电荷，当灯丝温度恒定但管电压由低增高时，空间电荷到达阳极形成管电流的数量将不断增加，造成管电流将随管电压的变化而变化。经实验测知，当灯丝加热电流为 5A，管电压为 50kV 时测得管电流为 400mA；而加热电流不变，管电压升至 80kV 时测得管电流为 580mA，这增加的 80mA 就是空间电荷造成的，这种现象在高管电流时尤为明显。为克服空间电荷的影响，保持管电流的稳定，设计了空间电荷抵偿器，当改变管电压时，反向调整灯丝加热的电压值，使空间电荷造成的管电流增减与反向调整灯丝加热电压所带来的管电流增减正好抵消，从而保证管电流的稳定。

## 二、空间电荷抵偿器的构造

空间电荷抵偿器的结构是在“日”字形铁芯上，绕制一个初级线圈和两个多抽头的次级线圈（图 4-9）。

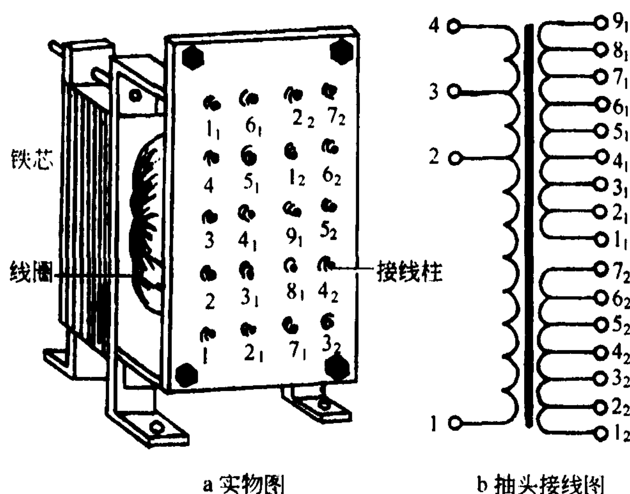



图 4-9　空间电荷抵偿器实物及抽头接线

## 三、空间电荷抵偿器的工作原理

空间电荷抵偿变压器的次级有多个抽头，在X线机的电路中根据所选管电流的大小选取不同的抽头进行合理抵偿，以消除空间电荷的影响。空间电荷抵偿变压器在电路中的具体接法有两种。

### (一)反相串联抵偿法

该变压器的初级线圈与高压变压器初级线圈并联，其初级电压随管电压的变化而同步变化，其次级有两个线圈，分别与X线管的大、小焦点灯丝变压器的初级线圈反相串联，如图4-10。

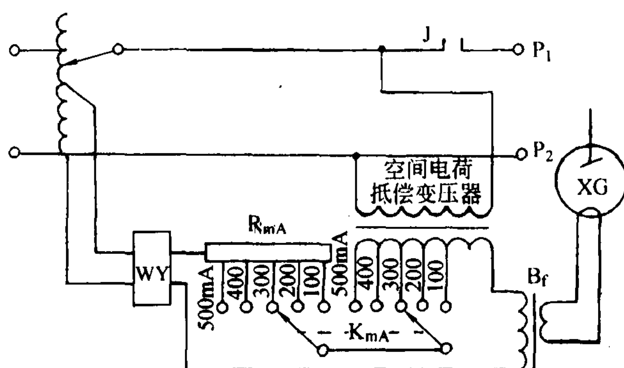



图 4-10 反相串联式抵偿变压器的电路连接

该方法是以最低管电压为基准，使灯丝的加热电压随管电压的升高而降低。根据不同的毫安档选择连接次级的抽头位置，以达到精确抵偿。其过程是：当管电压升高时，抵偿变压器初级电压升高，次级电压也升高，灯丝加热电压下降，管电流相应下降，反之亦然。上海产的XG-200型及XG-500型、西南产的KF-200型、北京产的$F_{30}$-ⅡD型X线机均采用了此种抵偿方法。

### (二)同相串联抵偿法

该变压器的初级线圈引线接在自耦变压器的末端与高压初级调节端，当旋动调节端改变管电压(升高或降低)时，该变压器初级输入电压却反向变化(降低或升高)。抵偿变压器的两个线圈分别与X线管的大、小焦点灯丝变压器的初级线圈同相串联，如图4-11。

该方法是以最高管电压为基准，使灯丝的加热电压随管电压的降低而增加。根据不同的毫安档选择连接次级的抽头位置，以达到精确调整。其过程是：当管电压降低时，抵偿变压器初级电压升高，次级电压也升高，灯丝加热电压增加，管电流相应增加至设计的恒定值，反之亦然。北京产的$F_{78}$-Ⅱ型、$F_{78}$-Ⅲ型X线机采用了此种抵偿方法。

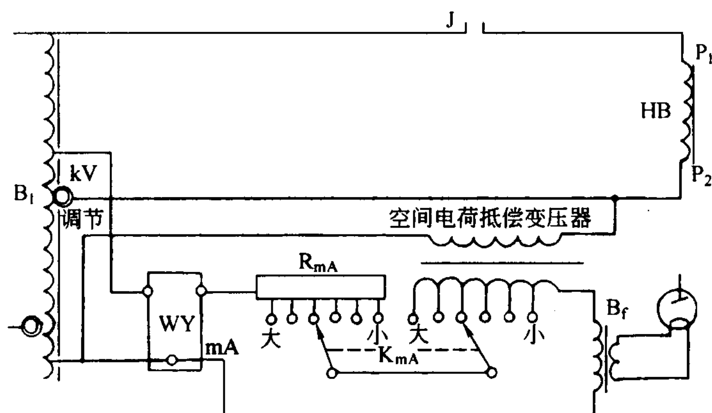



图 4-11　同相串联式抵偿变压器的电路连接

## 四、空间电荷抵偿变压器的常见故障

空间电荷抵偿变压器的常见故障有绝缘性能下降，线圈匝间、层间击穿短路及使用日久，接线头焊点脱落断路等，造成没有抵偿或抵偿不准确。一旦发现该变压器损坏必须更换，以保证灯丝电路的正常工作。

在 X 线机中，空间电荷抵偿器工作在连续负荷状态下，其工作正常与否关系到灯丝的加热温度，摄影时一定注意毫安表的情况。若用不同管电压摄影时，所选择的毫安值与实际值相差大时，必须对空间电荷抵偿器进行检查，或对各毫安档对应的抵偿抽头进行调整。

# 第五节　常用仪表

用于显示 X 线机主要电参数的常用仪表广泛用于各型 X 线机，主要显示 X 线机的电源电压值、管电压值、毫安值及毫安秒值。X 线机常用直读式指针表，现代 X 线机广泛采用数字显示技术用数码管显示，直观准确。本节介绍指针式表。

## 一、电源电压表

电源电压表是用来显示 X 线机电源电压的仪表，接在 X 线机自耦变压器的输出端线上，用来显示 X 线机输入电源电压的波动范围。当外电源高于或低于标准值时，操作人员据此来调节自耦变压器的输入端位置，使输出电压恒定在标准值．以保证各电路的工作电压正常。

一般测量电压用表有磁电式表和电磁式表两种。磁电式表的工作方式为动圈式，该表测量精度高，刻度均匀，但不能直接测量交流电压；电磁式表的工作方式为动铁式，该表测量精度稍差，刻度不均匀，可直接测量交流电压。

在 X 线机中常用磁电式表，在表盘读数的电源电压标准值处做出明显的红线标记或三角形标记，以方便操作人员读数。该表不能直接测量交流电压，故需加装整流装置后才能用于交流环境，常用整流方式为桥式整流（图 4-12）。

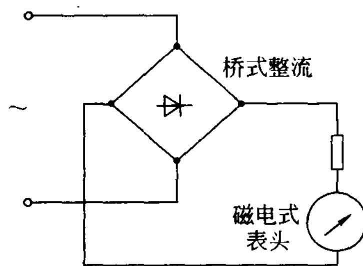



图 4-12　磁电式表头加装整流器测交流电压

## 二、千　伏　表

千伏表(kV 表)是用来提前预示管电压高低的仪表。该表接在高压初级电路中,安装在控制台面板上,虽然表盘读数为千伏值,其实加在表上的电压只有数百伏。其原理是:该表与高压变压器初级并联,所指示是按照高压变压器的变压比换算出来的千伏值。如某台 X 线机的高压变压器的变压比为 1:300,经调节当高压初级电压为 200V 时,此时加在该表上的实际电压也为 200V,但在表盘刻度上将此处的"200V"字样改为"60kV",同理"300V"处改为"90kV",依次将全表盘改刻完毕,该表就成了千伏表。

可见千伏表显示的就是稍后曝光时加在 X 线管两端的电压值,是管电压的预示值。千伏表实际上是交流低压表,工作原理同普通电压表,故有的 X 线机用一表兼作电源电压的指示和千伏的预示,用一按钮开关来交换。

## 三、毫　安　表

在 X 线机中,毫安表(mA 表)是用来测量流过 X 线管管电流大小的仪表,根据电流测量的基本原理,将毫安表串联接在高压变压器次极中心接地处的电路中,即可测量高压次级回路电流(X 线管电流)。

毫安表多用磁电式直流表,该表准确度高,灵敏度好,刻度均匀,阻尼性好。X 线机为适应透视电流小和摄影电流大的需要,将表盘读数设计为小量程和大量程两档(图 4-13),根据普

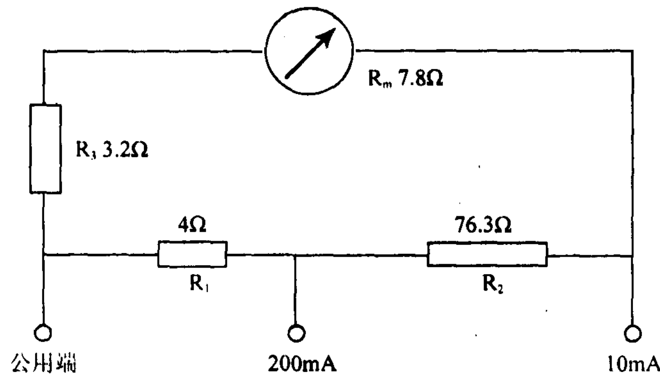



图 4-13　毫安(mA)表扩程电阻的连接

通电学原理采用分流的方法扩大量程来满足工作需要。

## 四、毫安秒表

毫安表多系指针表，因存在机械转动惯性，其读数的准确度与作用时间有关，若作用时间低于 0.5s 时，毫安表指针的读数无法稳定下来造成读数不准。中、大型 X 线机，特别是目前大功率的 X 线机其曝光时间极短，此时就需要设计毫安秒表（mAs 表），它测量的是 X 线管的毫安值与曝光时间的乘积。mAs 表有冲击式和电子式两种。

冲击式毫安秒表由指针转动系统和退针系统组成（图 4-14）。如图中 a 所示，线圈得电，指针偏转，即使曝光终止，指针也能在惯性锤的作用运动到预定位置，稳定指示刻度。指针的偏转角度与通过线圈的电量（而不是电流）成正比，故指示的是毫安与时间的乘积值。由于指针的转动惯量大，指针从停止位置自动退回至零位需要较长时间，故需要一退针系统给线圈通反向电流，以使指针快速回零，其退针系统的电路如图中 b 所示。

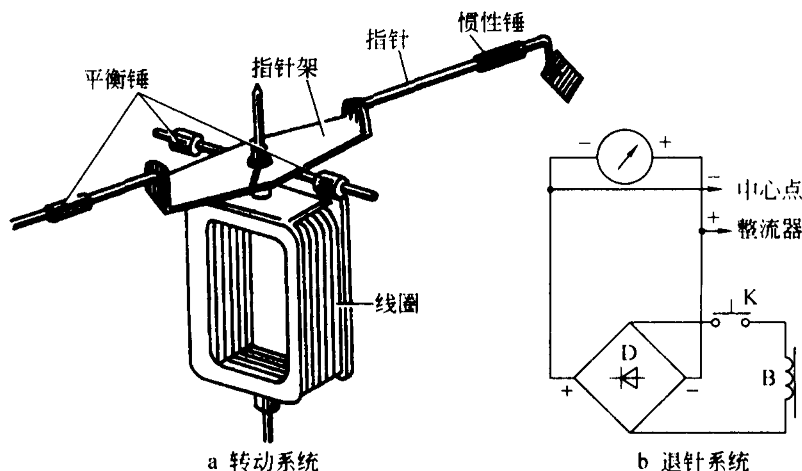



图 4-14　冲击式毫安秒表转动系统及退针系统

电子式毫安秒表又分为指针显示和数码显示两种，其工作原理相同，仅显示方式不同。图 4-15 为指针显示的电子式毫安秒表的工作原理图，表头为一普通直流毫安表，曝光时管电流流过表头，指针显示。经精确设计和调整各电阻值使指针指示值等于毫安与曝光时间的乘积值。管电流流过毫安秒表的同时给电容 C 快速充电，当曝光终止后，电容 C 上所充的电量向表头放电维持指针的指示，当操作人员读数完毕后松开手闸，并联在电容 C 左边的常闭触点 J 回到闭合状态，电容量被快速泄放，指针回零。

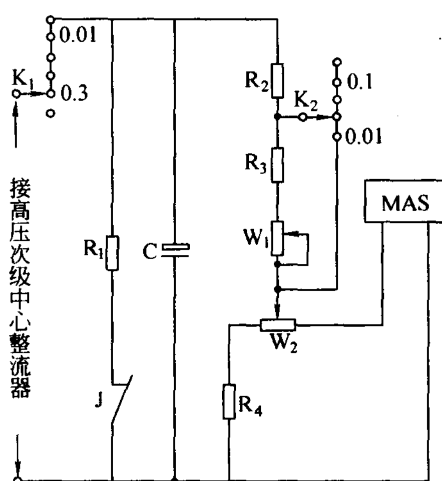



图 4-15　电子式毫安秒表工作原理

（四川省雅安职业技术学院　樊先茂）

# 第5章 工频X线机的单元电路

X线机的电路结构，因容量的不同，有着千差万别，但主要电路的组成基本相同，一般有电源电路、X线管灯丝加热电路、高压变压器初级电路、高压变压器次级及管电流测量电路、安全保护电路、限时电路以及控制电路等组成。各单元电路之间如图5-1所示。

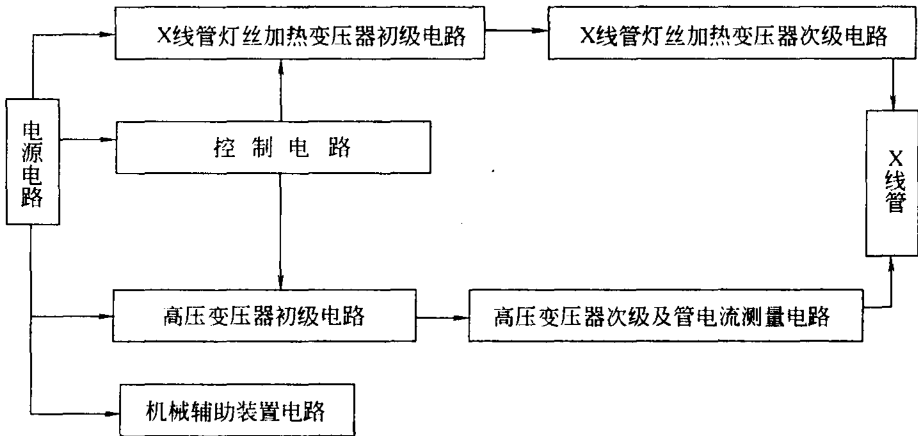



图5-1 基本电路的相互关系框图

## 第一节 电源电路

电源电路是指将外电源引入控制器内部，为自耦变压器供电的电路。通常包括熔断器、电源接触器、自耦变压器、电源开关和电源电压调节器等。由于电源主电路通过的电流较大，因此这部分电路所用的导线相对较粗。电源电路的主要作用是将外电源引入到控制器内部，能够适应电源电压的波动，在一定的范围内可调，并为各单元电路提供电源。

### 一、电源电压的选择与调节

#### (一)电源电压的选择

X线机都采用自耦变压器做电源的总输入，其输入电压一般小型X线机多采用220V供电，而中型X线机多设计成既适用于220V供电，又适用于380V供电。在安装中，一旦确认用哪一种电源电压供电后，则X线机自耦变压器的电源输入电路，必须作相应的改动。

如图5-2中，当电源电压选用380V供电时，则019应与自耦变压器的0V相接；当电源电压选用220V供电时，则019应与自耦变压器的70V相接。

#### (二)电源电压的调节

在实际工作中，电源电压要随供电线路负荷的变化而发生相应的变化波动。为此在自耦

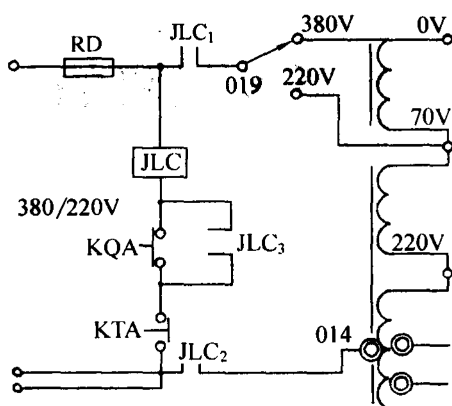



图 5-2 电源电压的选择与调节

变压器的输入端都设有电源电压调节器（如图 5-2 中 014 所接之炭轮），当外界电源电压波动时随时进行调整。

自耦变压器在设计中，输出端有多种电压值的输出头，其中也有额定电压的固定抽头。而各抽头的电压值，仍遵守变压比的规律。因此，当外界电源电压波动时，只要调节碳轮的位置来改变自耦变压器输入端与输出端的匝数比，其输出端的电压仍能保持额定电压值。

## 二、常见工频 X 线机电源电路举例

### (一)小型机电源电路

1. **电路结构** 图 5-3 是 $F_{30}$ 型 30mAX 线机的电源电路。电源电压为 220V，且允许在 180～240V 之间波动。该电路由外电源引入装置 $Zu_2$，熔断器 RD，电源开关（兼电源电压调节器）$K_1$，自耦变压器 $B_1$，电源电压表 V，电源指示灯 ZD 等组成。当电源电压在一定范围内波动时，可以由电源电压调节器 $K_1$ 进行调节，使自耦变压器输出电压符合各基本电路的要求。

2. **电路分析**

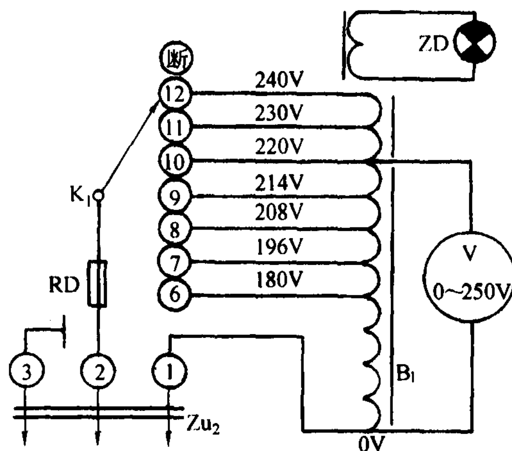



图 5-3 $F_{30}$ 型 30mAX 线机的电源电路

(1)自耦变压器得电电路为:$Zu_2$①→0V→自耦变压器 $B_1$→220V→$K_1$→RD→$Zu_2$②。

(2)电源电压表得电电路为:0V→V 表→220V。

上述电路在小型 X 线机中应用较为普遍。大型机器由于电流较大,一般采用电磁接触器接通或断开电源电路。

**(二)输入电压可选型电源电路**

1. $F_{30}$-ⅡF 型 200mAX 线机电源电路

(1)电路结构:图 5-4 是 $F_{30}$-ⅡF 型 200mAX 线机电源电路,供电方式可以是 220V 或 380V 两种方式。用 380V 供电时,两根电源线 $DZ_{1-3}$ 与 $DZ_{1-5}$ 接相线,$DZ_{1-1}$ 与 $DZ_{1-2}$ 短路。用 220V 供电时,$DZ_{1-4}$ 接中线,$DZ_{1-5}$ 接相线,并将 $DZ_{1-4}$ 和 $DZ_{1-2}$ 短路。机器出厂时,电源连接方式是 380V,若要改为 220V,应将 $DZ_{1-2}$ 与 $DZ_{1-1}$ 间的短路线改接到 $DZ_{1-2}$ 和 $DZ_{1-4}$ 上,$Z_{1-5}$ 接相线,$DZ_{1-4}$ 接中线。

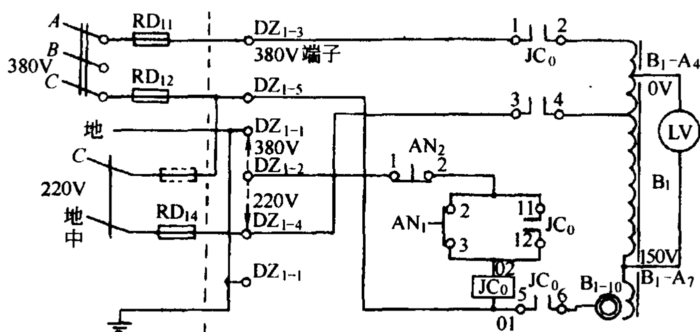



图 5-4 $F_{30}$-ⅡF 型 200mAX 线机电源电路

该电路由按钮开关 $AN_1$,按钮开关 $AN_2$,电源接触器 $JC_0$,电源电压表 LV,自耦变压器 $B_1$,电源电压调节碳轮 $B_{1-10}$ 等组成。

(2)电路分析:以 380V 供电方式为例。

①按下 $AN_1$,电源接触器 $JC_0$ 线圈得电,得电电路为:地线→$DZ_{1-1}$→$DZ_{1-2}$→$AN_2$→$AN_1$(松开 $AN_1$ 后 $JC_0$ 自锁)→$JC_0$(线圈)→$DZ_{1-5}$→$RD_{12}$→C(相)。

②自耦变压器 $B_1$ 得电电路为:A(相)→$RD_{11}$→$DZ_{1-3}$→$JC_0$(1,2)→$B_1$→$B_{1-10}$→$JC_0$(6,5)→$DZ_{1-5}$→$RD_{12}$→C(相)。

③电源电压表指示电路为:$B_1$-$A_4$(0V)→电源电压表 LV→$B_1$-$A_7$(150V)。

2. XG-200 型 X 线机电源电路

(1)电路结构:图 5-5 是 XG-200 型 X 线机电源电路,该机电源电路设计供电电压为 220V 或 380V。用 380V 供电时,自耦变压器得电由 019 至 021;用 220V 供电时,自耦变压器得电由 019 至 023。机器出厂前电源线按 380V 供电方式连接,若需改接 220V 供电,应将 023 与 019 短接,002 与 003 短接,001 接相线。HQA 与 HTA,KQA 与 KTA 是两组"通"、"断"按钮,分别位于点片架和控制器上,JLC 为电源接触器线圈,ZOB 为自耦变压器。

(2)电路分析:以 380V 供电方式为例。

①按下按钮开关 KQA(或 HQA),电源接触器 JLC 得电,得电电路为:(相)→001→1RD

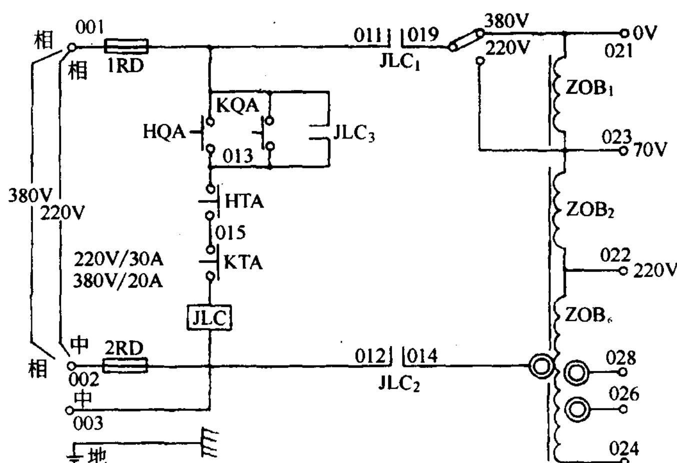



图 5-5　XG-200 型 X 线机电源电路

→KQA/HQA(松开 KQA/HQA 后经 $JLC_3$ 自锁)→HTA→KTA→JLC(线圈)→003→(中)。

②自耦变压器 ZOB 得电电路为:(相)→001→1RD→$JLC_1$→0V→$ZOB_1$→$ZOB_2$→$ZOB_6$→014 碳轮→$JLC_2$→2RD→002→(相)。

## 第二节　高压初级电路

高压变压器初级电路是将自耦变压器输出可调电压送至高压变压器初级的电路。当高压变压器初级得电时次级可产生高压加到 X 线管两极。由于人体从手指关节至盆腔等各部位的组织密度、厚度的差异,要求 X 线机的管电压具有可调性和可控制性。故中、小型 X 线机的高压变压器的初级都设有管电压(千伏)调节装置、管电压的控制装置、管电压补偿和预示装置(自整流 X 线机还设有逆电压衰减装置),从而达到管电压的可调、可控和指示。

### 一、管电压的调节

管电压决定 X 线的质,调节管电压就能够有效地控制 X 线的质。诊断用 X 线机管电压的调节范围在 40～150kV 之间。管电压的调节是根据变压器的工作原理进行的,$U_2=\frac{N_2}{N_1}\cdot U_1$,其中 $U_2$ 为高压变压器次级电压、$U_1$ 为高压变压器初级电压、$N_2$ 为高压变压器次级匝数、$N_1$ 为高压变压器初级匝数。所以,管电压的调节方式主要有三种:①初级匝数 $N_1$ 不变与次级匝数 $N_2$ 不变,调节高压变压器输入电压 $U_1$;②输入电压 $U_1$ 与次级匝数 $N_2$ 不变,调节初级匝数 $N_1$;③输入电压 $U_1$ 与初级匝数 $N_1$ 不变,调节次级匝数 $N_2$。国产工频 X 线机均采用第一种方法调节管电压,国外少数 X 线机采用了第二种方法调节管电压。第一种方法的实现手段一般有两种。

#### (一)分档可调式

分档调节管电压,一般采用粗细调相结合方式。如图 5-6 所示。图中 $K_1$ 为粗调、$K_2$ 为细

调，粗调与细调相结合，可改变高压变压器初级的输入电压，使其次级得到各种不同数值的管电压。

**(二)连续可调节式**

大、中型X线机都采用这种方法，它是用管电压调节装置(手动或伺服电机)使碳轮在自耦变压器裸线上滑动，从而控制高压变压器初级得到不同的电压。手动管电压调节装置精度较低，且电源电压的波动会导致无法实现适时控制和调节；伺服管电压调节装置可以自动实现对管电压的调节，如图5-7所示。

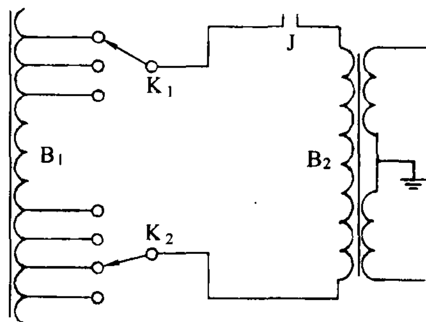



**图5-6　管电压分档可调式示意图**

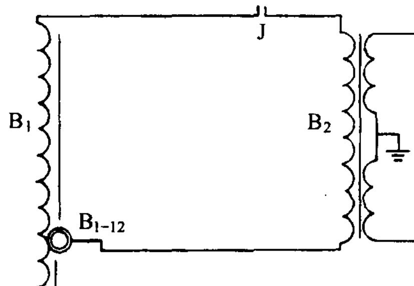



**图5-7　管电压连续可调式示意图**

## 二、高压初级通断的控制方式

从自耦变压器上取得的电压，需经过一定的控制方式加到高压变压器初级。管电压的控制，是通过控制高压变压器初级电路的接通或断开，控制X线的发生和停止。中、小型X线机管电压的控制方法主要有两种：

**(一)接触器控制法**

这种方法实际上是在高压初级回路中串接一组以上的接触器的触点，用脚闸或限时器来控制接触器线圈的得电与失电，使接触器的触点闭合与断开，从而达到控制高压变压器初级得电回路的接通与断开，如图5-8所示。当$JC_3$线圈得电时，其常开触点闭合，接通高压变压器$B_2$初级得电电路；当$JC_3$线圈失电时，其常开触点断开，切断高压变压器$B_2$初级得电电路。

这种方法简单实用，但是有其缺陷。高压变压器初级电路的接触器在断开和闭合的瞬间，由于电磁感应，将使高压变压器次级产生超过额定数值数倍的暂态过电压和冲击浪涌电流，俗称突波。突波对X线机是有危害的，主要表现为高压变压器次级绕组的感应电压瞬间升高，会使X线管等高压部件有被击穿的危险。同时由于触点间有较强电弧也会导致触点熔蚀，甚至粘连不断，损坏X线管。所以这种电路必须配有防突波熄弧装置。

一般在高压变压器初级回路中接入一个阻值较小、功率较大的电阻，使接触器触点在断开和闭合的瞬间，先通过该电阻产生压降，以此抑制过电压，这就是防突波电阻。防突波电阻不仅起到防止高压次级电路出现过电压，而且使接触器的触点在断开和闭合时电弧减小，起到了熄弧作用。

图5-8的工作原理是：当接触器线圈得电时，常开触点JC(3,4)和JC(5,6)因触点动作间隙小而首先闭合，将电阻R接入电路，瞬间(约0.01s)常开触点JC(1,2)闭合，又将R短路。

当接触器线圈失电时，常开触点 JC(1、2)先断开，电阻 R 再次被接入电路，瞬间常开触点 JC(3,4)和 JC(5,6)断开，切断高压初级电路。由于电路接通和断开瞬间，其输入电压因经过电阻 R 而被降低，从而抑制了高压变压器次级的过电压和触点间的电弧，起到了防突波熄弧作用。

在实际电路中，由于透视时负载电流小，工作频率高，所以使用体积小、耐冲强度高的接触器；摄影时负载电流可达数十安培到一百安培以上，所以采用触点容量较大的接触器。而且透视时电压降小，摄影时电压降大，使摄影时高压变压器初级电压的预置值要比透视时高压变压器初级电压的预置值高，因此透视与摄影的管电压需分开加以调节、控制。

**(二)晶闸管控制法**

由于运动器官需要快速摄影，而接触器固有动作时间都在几十毫秒以上，其触点不能满足 1s 内多次闭合和断开的要求。且接触器触点对时序和状态无判断能力，负载时会产生较大的电弧放电。所以，目前大型 X 线机广泛采用晶闸管控制法。这种方法不但可以完全避免接触器触点间电弧放电，而且控制敏捷，无噪声，电路压降很小，并能在每秒 200 帧脉冲的范围内与其他控制电路协调工作。

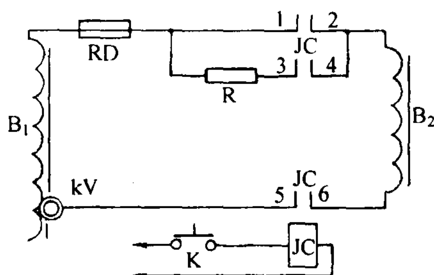



**图 5-8 接触器控制法电路**

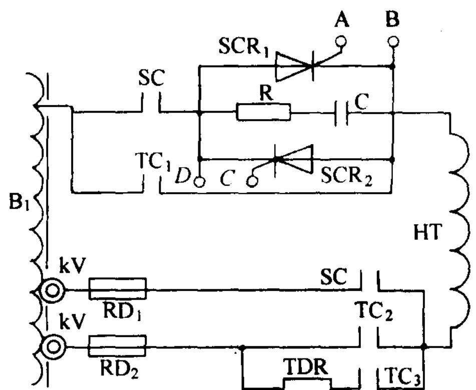



**图 5-9 晶闸管控制法电路**

图 5-9 是利用晶闸管控制的高压变压器初级电路。晶闸管 $SCR_1$，$SCR_2$ 组成反向并联开关电路，SC 是摄影预备接触器，TC 是透视高压接触器，HT 是高压变压器。摄影时，SC 先闭合，当 AB 间和 CD 间无触发信号时，此时 $SCR_1$，$SCR_2$ 未导通，电路仍呈截止状态，故 SC 常开触点闭合瞬间无负载电流，不会产生电弧放电。在 SC 常开触点闭合后约 0.8s，在 AB 间和 CD 间加上触发信号，$SCR_1$，$SCR_2$ 分别在交流电的两个半周期内导通，高压变压器初级 HT 得电。经过一定曝光时间，触发信号被切断，晶闸管在初级电路中交流电的过零点自行切断高压变压器初级 HT 得电回路，使曝光结束，随后 SC 失电，SC 触点断开。SC 起高压辅助控制作用，可避免因晶闸管被击穿误触发导通而使高压失控的现象。

透视时仍用接触器控制法，TC 线圈得电，TC 常开触点闭合，HT 直接得电。

由上述分析可知，HT 得电必须给晶闸管加连续的触发信号，使晶闸管导通，产生连续脉冲信号的触发电路和相应的移相电路，保证 HT 得电瞬间正处在交流电的零点附近。这样一方面可防止高压发生器因过电压而击穿；另一方面可以提高曝光时间的准确性。

图中的 R,C 为阻容保护元件,用于限制晶闸管导通时在其两端产生过电压或与电感(高压变压器)造成的串联谐振。由于 R,C 的存在,将会使高压变压器初级两端有漏电电流流过,但引起的次级电压最大不超过 2kV。

## 三、管电压的预示和补偿

X 线机中调节的三个参数管电压(kV)、管电流(mA)、曝光时间(s),mA 和 s 都可以直接测量和精确指示,但由于管电压很高,一般的仪表不能测量,所以对管电压的测量一般采用间接测量的方法,其原理是:在高压变压器空载时,测量出高压变压器初级电压的数值,然后再根据初级输入电压与次级输出电压成正比的原理,计算出对应的次级输出电压值。从而达到在无高压产生的情况下,用高压变压器初级的电压值间接指示管电压的目的。管电压的预示和补偿是采用高压变压器初级电压间接预示并加以补偿的方法,使所预示的管电压与实际加在 X 线管两端的电压值相近或一致。

**(一)管电压预示**

管电压预示又称千伏预示,常用的管电压预示方法有两种。

1. *刻度盘预示法*　根据高压变压器的变比,计算出与高压变压器初级电压对应的高压变压器次级电压值,将这些次级电压值标刻到控制器面板上的千伏调节器的刻度盘上,调节千伏调节器的旋钮即可预示不同的管电压值。这种方法的精度较低,故多用于透视千伏预示和小型 X 线机的千伏预示。

2. *电压表预示法*　即在控制器面板上安装一低压交流电压表,测量高压变压器初级电压,根据高压变压器的变比,计算出与高压变压器初级电压相对应的高压变压器次级电压值,将这些次级电压值标在交流电压表的表盘上,就可以指示管电压值。如:190V/100kV,就在 190V 处标注 100kV,这样就将低压交流电压表改为可间接指示高压次级电压值的千伏表。有些中、小型 X 线机的千伏表兼做电源电压指示表,另设一电源检测按钮用于切换。但多数 X 线机,为观察方便,通常设两个电压表,分别做千伏表和电源电压指示表。

**(二)管电压补偿**

管电压补偿又称千伏补偿。上述管电压预示的千伏值,是高压变压器空载时初、次级电压的换算。当 X 线产生时,由于电源电阻、自耦变压器的阻抗、高压变压器阻抗及其他器件内阻的存在,主电路中将产生电压降。在上述各种阻抗之和为某一定值时,管电流越大,产生的电压降也越大,这样 X 线管两端得到的实际管电压值要小于预示的管电压值,且随管电流的变化而变化。这种现象会严重影响摄片效果。为解决这一问题,在中型以上 X 线机的高压变压器初级电路中,都设置了各种形式的补偿电路,使得在不同管电流负载时,千伏表上预示的管电压值与曝光时实际加到 X 线管两端的管电压值相同或相近,把这种补偿电路叫做管电压补偿装置。

管电压补偿的基本原理是:用某种方法按不同管电流预先增加高压变压器初级电压,以补偿负载时的管电压降低的数值,补偿的千伏数值正好等于负载时降落的千伏数值。

常用的补偿方式有两种:

1. *电阻补偿法*　如图 5-10 所示,它由 $R_1$,$R_2$ 串联,其两端电压随高压变压器初级输入电压变化,而千伏表实际测量的电压只是 $R_1$ 和 $R_2$ 分压器的一部分,而另一部分电压是某一毫安时的补偿电压值。由图可知,当使用的管电流值增大时,千伏表两端的电压越小,补偿就越多。

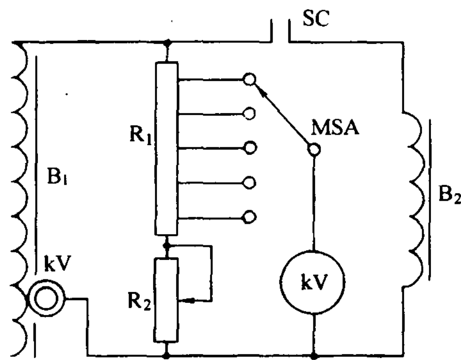



**图 5-10 管电压补偿基本电路**

如图 5-11 是把千伏表通过毫安选择器与另一组阻值不同的电阻相连接，当管电流从低档向高档调节时，千伏表所串联的电阻阻值也随着由小变大，即千伏表的指示数值就可随管电流的增加而降低，补偿了不同的管电流负载对管电压的影响。

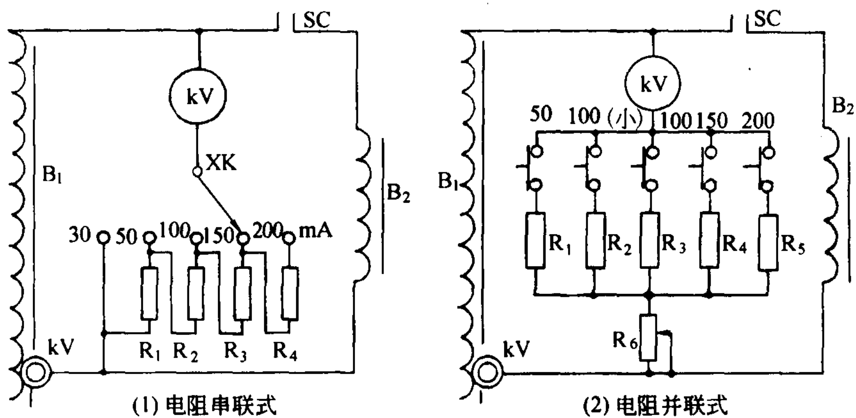



**图 5-11 电阻管电压补偿电路**

2. **变压器补偿法** 即利用变压器进行千伏补偿，既能对不同管电流负荷时的电压降进行补偿，又能对不同管电压负荷时的压降进行补偿，效果更好。

## 四、常见高压初级电路

### (一)自整流 X 线机的高压初级电路

在部分小型 X 线机电路中，采用自整流形式，即高压变压器次级产生的交流高压直接加到 X 线管两端。因此，当 X 线管阳极处于正半周时，发生 X 线，管内有管电流，加在 X 线管两极之间为正向电压。当 X 线管阳极处于负半周时，不发生 X 线，管内无管电流，加在 X 线管两极之间为逆向电压。由于导通半周有 X 线，不导通半周无 X 线，所以正向电压时主电路有电压降，逆向电压时主电路无电压降，使得逆向电压大于正向电压，这种逆向电压容易造成高压

元件的击穿，所以得设法抑制逆向电压。为有效的抑制逆向电压，小型X线机都采用了逆电压衰减装置。

1. **逆电压衰减装置** 所谓逆电压衰减装置，就是将具有单向导电性的硅二极管ZB和一个可调电阻$R_2$并联，再串联在高压初级电路中即成。如图5-12所示。在导电的半周内，即X线管阳极为正、阴极为负的发生X线的半周，加在硅二极管ZB两端的电压为正向，硅二极管有电流通过，且电压降又很小。而在交流的另一半周内X线管不发生X线，硅二极管两端为反向电压，没有负载电流通过，此时高压变压器初级的空载电流流经电阻$R_2$而产生较大的电压降，使该半周内高压变压器的次级电压也相应的降低，起到了逆电压衰减的作用。

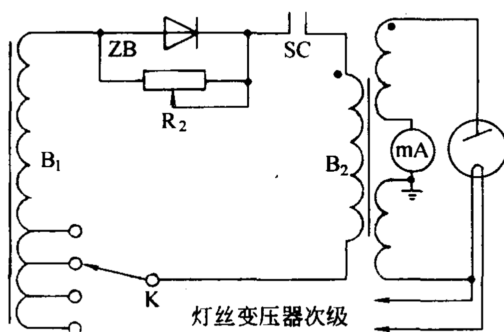



**图5-12 逆电压衰减装置**

上述初级电路中，由于串有一个单向导电的硅二极管，使初级电路中的电流变成脉动性质的电流，即在初级电路内增加了直流成分，引起铁心的连续磁化，使高压变压器的空载电流有所增加。如果硅二极管的极性接得正确，高压变压器初级绕组与其次级绕组内电流的连续磁化作用刚好相反，可互相抵消；反之，若极性接错，会引起磁化电流的增高，造成初级电流急增。更严重的是因为极性接反，将会使X线管加正向电压的半周内，由于高压变压器初级电流通过衰减电阻$R_2$产生较大的电压降，而显著的降低了所选用的管电压，使荧光屏变得很暗。如发现这种现象，只需将二极管的两极调换一下即可。另外，在初级电路中，脉动直流成分的大小与衰减电阻$R_2$的阻值有关。在一定范围内，阻值越大，逆电压衰减效果就越明显。但这时初级的直流成分也将相应的增加，若$R_2$的阻值调至零值时，直流成分变为零，硅二极管在电路中就失去作用。因此，$R_2$的阻值应调整适当，即在保持衰减作用的同时，使初级空载电流降至最低。调整方法是：在高压初级电路内临时串联一只5～10A的交流电流表，调整$R_2$的阻值，使荧光屏的亮度满足需要，同时电流表指示数值最低，一般调在2～3A即可。

2. **$F_{30}$型X线机高压初级电路** 该电路如图5-13所示，电路主要由管电压调节器$K_2$，$R_2$与ZB组成的逆电压衰减装置、高压接触器1J的触点$1J_1$和$1J_2$，胃肠摄影预备继电器2J的触点$2J_2$和$2J_4$，防突波电阻$R_1$，高压变压器$B_2$，技术选择开关$K_3$等组成。该机不设千伏补偿装置。当高压接触器1J得电时，其常开触点$1J_1$和$1J_2$闭合，高压变压器初级得电电路接通。

(1)透视高压变压器初级得电电路为：技术选择开关$K_3$置于透视位。

34V②→$K_{3\text{-}2}$→$2J_4$(常闭)→$Zu_6$①→$Zu_7$①→O→$B_2$→P→$Zu_7$②→$Zu_6$②→ZB(负半周经过$R_2$)→$1J_1$(瞬间先经$R_1$→$1J_2$)→$2J_2$(常闭)→$K_2$→$B_1$。

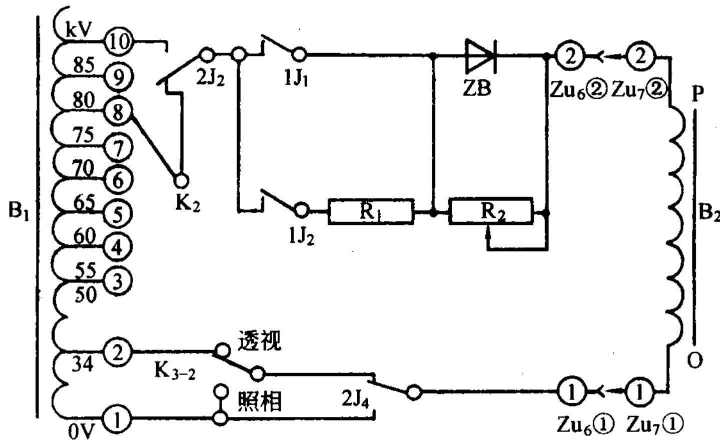



图 5-13 $F_{30}$型 X 线机高压初级电路

(2)摄影高压变压器初级得电电路为:技术选择开关 $K_3$置于摄影位。

0V→$K_{3-2}$→$2J_4$(常闭)→$Zu_6$①→$Zu_7$①→O→$B_2$→P→$Zu_7$②→$Zu_6$②→ZB(负半周经过 $R_2$)→$1J_1$(瞬间先经 $R_1$→$1J_2$)→$2J_2$(常闭)→$K_2$→$B_1$。

(3)胃肠摄影高压变压器初级得电电路为:胃肠预备继电器 2J 工作,其常开触点 $2J_2$,$2J_4$接通 85kV 摄影电路。

0V→$2J_4$(常开)→$Zu_6$①→$Zu_7$①→O→$B_2$→$Zu_7$②→$Zu_6$②→ZB(负半周经过 $R_2$)→$1J_1$(瞬间先经 $R_1$→$1J_2$)→$2J_2$(常开)→85kV→$B_1$。

**(二)$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机高压初级电路**

**1. 电路结构** 图 5-14 是 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机高压初级电路。该电路主要由透视高压接触器 $JC_1$的触点、摄影高压接触器 $JC_3$的触点、防突波电阻 $R_1$,空间电荷抵偿变压器 $B_{10}$的初级、毫安选择器 $XK_{1-100}$,摄影管电压调节碳轮 $B_{1-12}$,透视管电压调节碳轮 $B_{1-11}$,高压变压器 $B_2$,自耦变压器 $B_1$,管电压补偿装置等组成。

管电压补偿和千伏预示电路由管电压补偿电阻 $R_{17}$,$R_{18}$,$R_{19}$及 $R_{20}$的不同抽头与毫安选择器 $XK_{1-100}$联动后,与千伏表串联而成。摄影管电压由千伏表预示,透视管电压由控制器上的刻度盘预示。$R_{10}$为电源补偿电阻,以补偿外电源条件变化时产生的电压降。

**2. 电路分析**

(1)透视时高压变压器初级电路:透视高压接触器 $JC_1$工作,其常开触点闭合,接通高压变压器

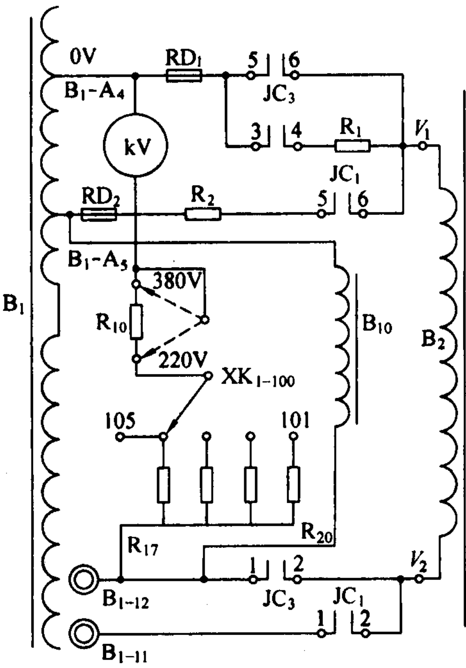



图 5-14 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机高压初级及管电压预示电路

$B_2$的初级得电电路，得电电路为：$B_1$-$A_5$(50V)→$RD_2$→$R_2$→$JC_1$(5,6)→$V_1$→$B_2$→$V_2$→$JC_1$(2,1)→$B_{1-11}$。

(2)摄影时高压变压器初级电路：摄影高压接触器$JC_3$工作，其常开触点闭合，接通摄影高压初级电路，$B_2$得电，得电电路为：$B_{1-12}$→$JC_3$(1,2)→$V_2$→$B_2$→$V_1$→$JC_3$(6,5)[瞬间先经$R_1$→$JC_3$(4,3)]→$RD_1$→$B_1$-$A_4$(0V)。

(3)摄影千伏预示电路：毫安选择器$XK_{1-100}$置于30mA～200mA任一档，管电压表预示千伏值，其电路为：$B_{1-12}$→$R_{17}$($R_{18}$,$R_{19}$,$R_{20}$)→$XK_{1-100}$→kV表→$B_1$-$A_4$(0V)。

(4)空间电荷抵偿变压器$B_{10}$初级电路：开机后，$B_{10}$得电，输入电压随管电压增加而变大，其电路为：50V($B_1$-$A_5$)→$B_{10}$→$B_{1-12}$。

**(三)XG-200型X线机高压初级电路**

1. 电路结构 图5-15是XG-200型X线机高压初级电路。该电路主要有毫安选择器MSA的按钮$B_{13}$～$B_{18}$，千伏补偿电阻$R_1$～$R_6$，电源补偿电阻$R_7$，透视高压接触器TC的常开触点和摄影高压接触器SC的常开触点、高压变压器初级线圈$GYB_1$，空间电荷抵偿变压器初级线圈$KHB_1$和管电压补偿装置等组成。该电路透视千伏与摄影千伏，用同一只kV表预示，由按钮TA切换。

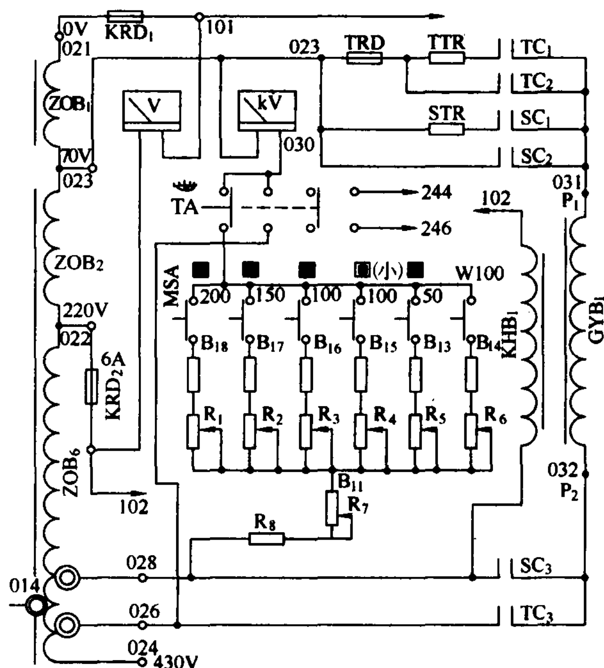



图5-15 XG-200型X线机高压初级与管电压预示电路

2. 电路分析

(1)透视高压变压器初级得电电路：透视高压接触器TC得电，其常开触点$TC_1$，$TC_2$，$TC_3$闭合，$GYB_1$得电电路为：ZOB→023→TRD→$TC_2$(瞬间先经TTR→$TC_1$)→031→$P_1$→$GYB_1$→032→$P_2$→$TC_3$→026→透视管电压调节碳轮→$ZOB_6$。

(2)摄影高压变压器初级得电电路:摄影高压接触器 SC 得电,其常开触点 $SC_1$,$SC_2$,$SC_3$ 闭合,$GYB_1$ 得电电路为:ZOB→023→$SC_2$(瞬间先经 STR→$SC_1$)→031→$P_1$→$GYB_1$→032→$P_2$→$SC_3$→028→摄影管电压调节炭轮→$ZOB_6$。

(3)透视管电压预示电路:按下按钮 TA,接通透视管电压预示电路,kV 表预示透视管电压。

ZOB→023→kV 表→030→TA 按钮(常开)→026→透视管电压调节碳轮→$ZOB_6$。

(4)摄影管电压预示电路:松开按钮 TA,其常开触点切断透视管电压预示电路,其常闭触点接通摄影管电压预示电路,则 kV 表指示摄影管电压。

ZOB→023→kV 表→TA 按钮(常闭)→MSA→50mA～200mA→$R_5$～$R_1$→$R_7$→$R_8$→028→摄影管电压调节碳轮→$ZOB_6$。

## 第三节　高压次级与管电流测量电路

高压变压器次级及管电流测量电路主要由高压变压器、高压整流元件、高压电缆、X 线管和毫安表等部件组成。它的作用是为 X 线管提供管电压和对管电流进行测量,电路的结构形式有半波自整流、单相全波整流和三相全波整流,小型 X 线机多采用结构简单的半波自整流电路,中型 X 线机多采用单相全波整流电路,大型 X 线机全部采用三相全波整流电路。

### 一、半波自整流 X 线机高压变压器次级及管电流测量电路

图 5-16 是半波自整流高压变压器次级电路,其原理是:将 X 线管两极直接与高压变压器次级输出端相连。当 X 线管阳极处于交流电的正半周,X 线管内有管电流流过,发生 X 线;当 X 线管阴极处于交流电的正半周,X 线管内无管电流流过,无 X 线发生。所以 X 线管不仅发生 X 线,同时也起整流的作用,这种电路称为自整流电路。该整流电路中,流过 X 线管和高压变压器次级电流是同一脉动直流,因此,用一只电磁式毫安表串接在高压变压器次级两个中心抽头之间,即可直接指示管电流的平均值。为了防止因为电流表损坏导致高压变压器次级中心点电位升高,产生危险,常在电流表两端并联一只电容器 C。一旦中心点电位升高,电容器被击穿导通,保证安全。

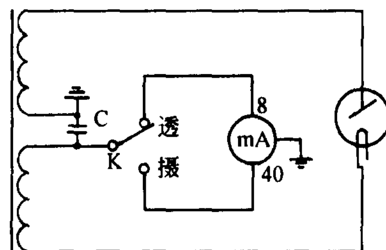



图 5-16　半波自整流高压变压器次级电路

这种 X 线机结构简单,体积小,但是也有缺陷。首先,X 线管处于交流电的工作状态下,电压峰值较高,产热率高。同时由于是自整流,X 线管两端承受着一个比正向电压还大的逆电压,随着使用时间变长,容易导致阳极过热而损坏 X 线管。

图 5-17 是 $F_{30}$ 型 X 线机高压次级及管电流测量电路。该电路主要由高压变压器 $B_2$,灯丝加热变压器 $B_3$,mA 表、X 线管等组成。高压变压器 $B_2$ 及灯丝加热变压器 $B_3$ 与 X 线管同装在组合机头内。

当 X 线管阳极为正时,X 线管发生 X 线,其电路为:$B_2$→X 线管阳极→X 线管阴极→M→$Zu_7$④→$Zu_6$④→毫安表→$Zu_6$⑤→$Zu_5$⑤→接地→$B_2$。

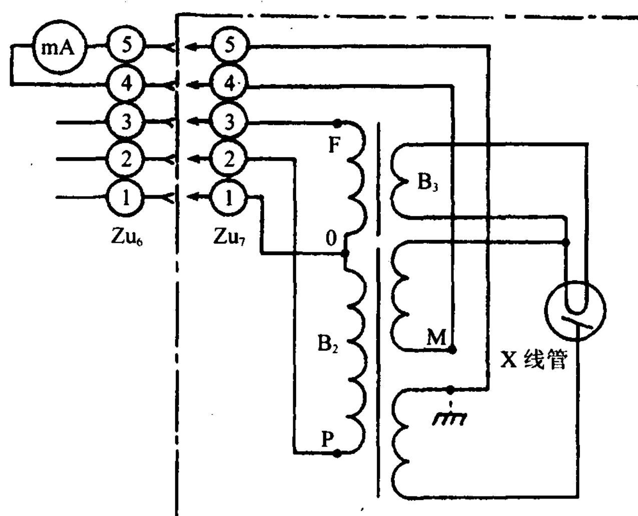



图 5-17 $F_{30}$型X线机高压次级及管电流测量电路

当X线管阴极为正电位时，X线管内无电流通过，不发生X线。

## 二、单相全波整流X线机高压次级及管电流测量电路

### (一)原理

高压变压器次级电压经整流后加至X线管两端，如图5-18所示。其整流原理是：

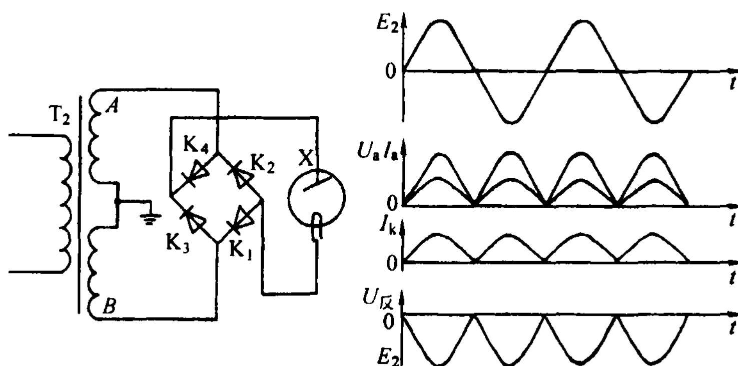



图 5-18 全波整流高压变压器次级电路及波形

当高压变压器次级A端为正，B端为负，其电流走向为：$T_2$(A)→$K_4$→X线管阳极→X线管阴极→$K_1$→$T_2$(B)。

当高压变压器次级B端为正，A端为负，其电流走向为：$T_2$(B)→$K_3$→X线管阳极→X线管阴极→$K_2$→$T_2$(A)。

这样交流电的正负半周都有X线产生，既增加了X线输出量，又提高了X线管的使用效率。

在这种高压整流方式中，流过 X 线管的电流是脉动直流，而流过高压变器次级中心点的电流却是交流电，因此，不能直接串入直流毫安表来测量，而应当用交流毫安表来测量。但交流毫安表在低量程范围内是非线性的，读数准确性较差，故将高压变压器次级绕组中心点的交流电流经全波整流后再用直流毫安表来测量管电流，这时直流毫安表指示的是管电流的平均值。如图 5-19 所示，其中 F 为放电针。

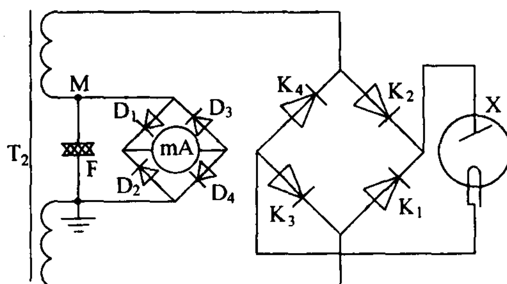



图 5-19　全波整流管电流测量电路

**(二)电容电流**

由于高压变压器次级线圈匝数均为 10 万匝以上，所以匝与匝之间，层与层之间，线圈与地之间都存在着电容，一般可达到 200～500pF，高压电缆的心线与外层接地网之间也存在着分布电容，一般每米可达 150～200pF，这些电容并联起来，可以用一等效电容并在高压次级两端来表示。当电路中通以交流高压时，对这些电容充放电，从而形成电容电流。管电压越高，电容电流越大，一般可达到几个毫安。

电容电流是交流电，在自整流或半波整流电路中测量管电流的电流表是直流表，故电容电流对测量管电流无影响。但全波整流电路中，因为毫安表有整流装置，因此交流性质的电容电流也可以经整流后一起进入毫安表。当摄影时，几个毫安的电容电流对几十毫安甚至几百毫安以上摄影管电流，影响不大，不用抵偿。但透视时，电容电流对管电流影响非常大，因此透视管电流测量电路中都设置电容电流抵偿电路，以消除电容电流对透视管电流的影响。常见的抵偿方式有两种：变压器抵偿电容电流法和分流电阻补偿电容电流法。

**(三)变压器抵偿电容电流法**

变压器抵偿电容电流法是在高压变压器次级绕组上绕制一个独立的、匝数不多的附加绕组，如图 5-20 是常用的变压器式电容电流抵偿电路。

由于附加绕组电压与管电压成正比，但产生的抵偿电流与电容电流大小相等，方向相反，而且可随管电压的变化而变化，达到跟踪补偿的目的。图中抵偿线圈上并联一只电阻 $R_9$，$R_9$ 上的电压经 $D_5$ 整流后加于毫安表 0～250mA 回路，方向始终与电容电流相反，达到抵偿的目的。调节 $R_9$ 的抽头，就可以改变抵偿电流值，使之与电容电流尽量接近。透视时，透视高压接触器 $JC_1$ 工作，其常开触点闭合，接入电容电流抵偿回路；摄影时，透视高压接触器 $JC_1$ 不得电，其常开触点切断电容电流抵偿回路。

图 5-21 是 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机高压次级及管电流测量电路，该机就是利用变压器抵偿电容电流法。

1. 电路结构　高压变压器次级电路接通时，X 线管两端有高压，即发生 X 线。串联在高

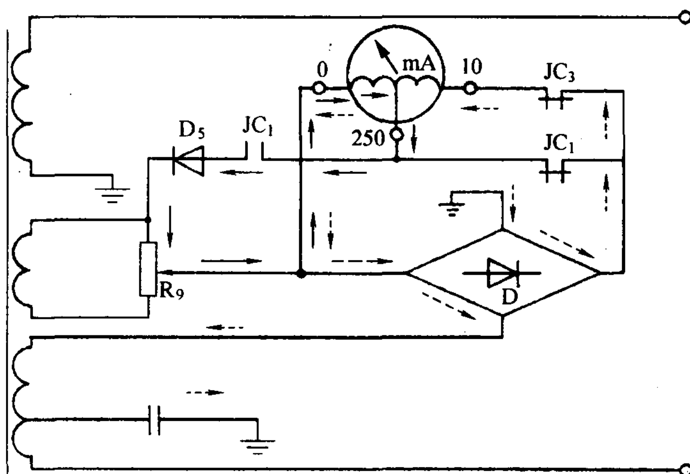



图 5-20 变压器抵偿电容电流电路

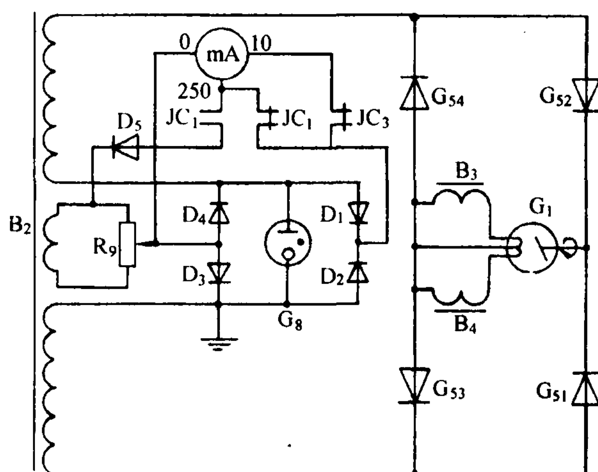



图 5-21 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机高压次级及管电流测量电路

压次级中心的毫安表指示管电流值。

高压变压器次级是利用四只高压硅堆 $D_{51}$～$D_{54}$ 组成桥式整流电路。$D_1$～$D_4$ 为低压桥式整流器，$G_8$ 为辉光放电保护管。在毫安电路中设置由 $R_9$ 和 $D_5$ 组成的电容电流抵偿器。$B_3$、$B_4$ 为大小焦点灯丝加热变压器次级绕组。

2. 电路分析

(1)透视高压变压器次级及管电流测量电路：透视接高压触器 $JC_1$ 工作，高压变压器初级电路接通，X 线发生。

当高压变压器 $B_2$ 次级上端为正时，得电电路为：$B_2$(上)→$G_{52}$→$G_1$→$G_{53}$→$B_2$(下)→接地→$D_2$→$JC_3$(常闭)→10mA→mA 表→0mA→$D_4$→$B_2$(上)。

(2)电容电流抵偿电路：透视接触器 $JC_1$ 工作后，常闭点打开，切断毫安表 250mA 档的量

程得电电路。常开触点闭合，电阻 $R_9$ 上的分压经 $D_5$ 整流后，反向与毫安表 250mA 档连接。得电电路为：$R_9$ 分压→0mA→mA 表→250mA→$JC_1$（常开）→$D_5$→$R_9$ 上端。

(3)摄影高压变压器次级及管电流测量电路：摄影时高压接触器 $JC_3$ 工作，高压变压器初级电路接通，X 线发生。摄影接触器 $JC_3$ 常闭触点打开，切断毫安表 10mA 量程得电电路。透视接触器 $JC_1$ 常闭触点，接通毫安表 250mA 量程。

当高压变压器 $B_2$ 次级上端为正时，得电电路为：$B_2$（上）→$G_{52}$→$G_1$→$G_{53}$→$B_2$（下）→接地→$D_2$→$JC_1$（常闭）→250mA→mA 表→0mA→$D_4$→$B_2$（上）。

稳压管 $G_8$ 起辉光放电作用。在正常情况下不起辉，当毫安表接地端发生断路时，起辉导通，保护工作人员和患者安全。另一方面也保护二极管（$D_1$～$D_4$），以免超过其耐压值而击穿。

**（四）分流电阻抵偿电容电流法**

分流电阻抵偿电容电流法是利用一固定电阻并联在毫安表整流电路输入的两端，调整分流电阻的阻值，使电容电流恰好被电阻分流，如图 5-22 所示。这样，毫安表的指示数值就可接近透视时的实际管电流。但这种方法只能在某一管电压下使电容电流得到完全准确的补偿，而在其他管电压下它是不能得到完全补偿的。故调整时，应在透视常用的管电压 70kV 左右进行调节，摄影时一定要将电容电流抵偿电路切断。XG-200 型 X 线机采用该种抵偿方法。

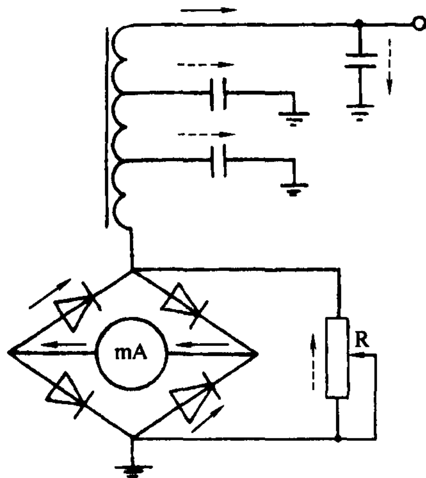



**图 5-22 分流电阻抵偿电容电流电路**

1. **电路结构** XG-200 型 X 线机高压变压器次级及管电流测量电路如图 5-23 所示。其电路由 4 个高压硅堆 $GZ_1$～$GZ_4$ 组成桥式整流电路，$DJB_2$ 与 $XJB_2$ 分别为 X 线管大、小焦点灯丝加热变压器次级绕组，经高压交换闸连于床上管 1XG 或床下管 2XG。$GYB_2$ 与 $GYB_3$ 为高压变压器两个次级绕组，其中心接地，M(411)与地(412)间串联一毫安表整流器 $Z_1$。在透视情况下，直流毫安表量程为 10mA，且 $1SFJ_2$，$3WJ_2$ 闭合，接通电容电流抵偿电阻 DBW 的回路；在所有摄影情况下，毫安表量程应为 200mA，$3WJ_2$，$1SFJ_2$ 打开，电容电流抵偿电阻 DBW 被断路，防止分流过大，影响摄影毫安值。

2. **电路分析**

(1)透视时高压变压器次级电路为：

当 $GYB_2$ 右端为正→$GZ_1$→2XG→$XJB_2$→$GZ_4$→$GYB_3$→412→$Z_1$→401→$GSA_1$→$2WJ_1$（常闭）→407→mA 表(10)→mA 表(—)→402→$Z_1$→M→$GYB_2$。

(2)摄影时高压变压器次级电路为：摄影预备继电器 SFJ 工作，$1SFJ_2$ 断开，切断电容电流抵偿电阻 DBW 的回路。

当 $GYB_2$ 右端为正→$GZ_1$→1XG→$GZ_4$→$GYB_3$→412→$Z_1$→401→$GSA_{2\sim5}$→mA 表(200)→mA 表(—)→402→$Z_1$→M→$GYB_2$。

(3)胃肠摄影时高压变压器次级电路为：胃肠摄影预备继电器 WJ 工作，$3WJ_2$ 断开，切断电容电流抵偿电阻 DBW 的回路。

当 $GYB_2$ 右端为正→$GZ_1$→2XG→$DJB_2$→$GZ_4$→$GYB_3$→412→$Z_1$→401→$2WJ_1$（常开）→

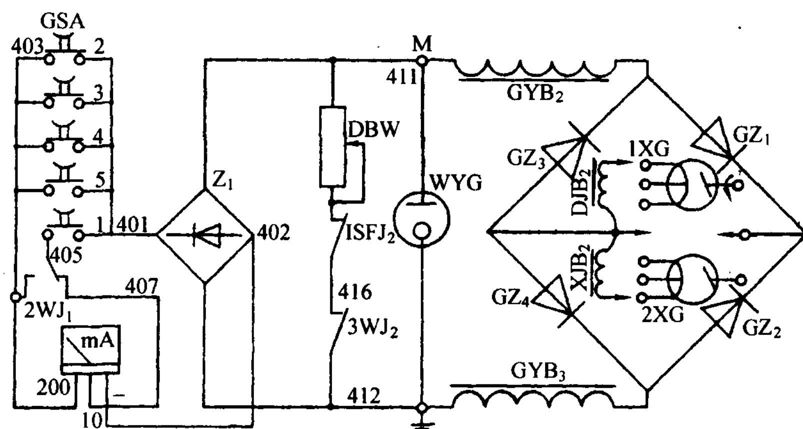



图 5-23 XG-200 型 X 线机高压次级及管电流测量电路

mA 表(200)→mA 表(—)→402→$Z_1$→M→$GYB_2$。

当管电流测量电路发生断路时，M 点对地电位升高，辉光放电管 WYG 立即起辉导通，以防电击的危险。

实际使用时，当曝光时间大于 0.5s 时，用毫安(mA)表指示管电流；当摄影曝光时间低于 0.5s 时，普通的 mA 表因指针惰性导致指示数值不准确，此时用毫安秒(mAs)表指示管电流与曝光时间的乘积，即 mAs 表。mAs 表有冲击电流计型、保持性电子 mAs 表和数字式 mAs 表等。

## 三、三相全波整流 X 线机高压次级电路

在做心血管 X 线动态检查以及对器官功能进行动态分析时，要求 X 线机在短时间(数秒)内多次曝光，故 X 线发生装置必须具有功率大、曝光时间短(数毫秒至数十毫秒)、成像频率高、图像质量好等特性。为了达到这些性能指标，除了采取大功率、小焦点 X 线管等措施外，同时要提高 X 线发生装置的输出功率并改善管电压的波形。由于 X 线发生装置的输出功率不仅与管电流、管电压的大小有关，而且还与管电流、管电压的脉动率 $\eta$ 有关 $\left(\eta=\frac{U_{max}-U_{min}}{U_{max}}\times 100\%\right)$，脉动率 $\eta$ 越小，输出功率越大。因此，应采用三相多波整流高压次级电路。

### (一)三相六波桥式整流高压次级电路

1. **高压整流电路** 图 5-24 为 6 个高压整流器组成的三相全波高压整流电路及波形。高压变压器 3 个初级绕组接成 Δ 形，3 个次级绕组接成 Y 形，即构成 Δ/Y 方式连接。

(1)高压整流原理：设三相高压变压器次级电压有效值分别是 $U_a$，$U_b$，$U_c$，并按正弦规律变化，其相位差为 120°。①$t_1$～$t_2$时间内，$U$a 相电压最高，$U_b$相电压最低，$D_1$，$D_6$导通，电流由 a 相→$D_1$→X 线管→$D_6$→b 相构成通路。如忽略整流器的正向电压降，则 X 线管 XG 两端的电压即为高压变压器次级 a，b 两相间的线电压；②在 $t_2$～$t_3$时间内，$U$a 相电压仍为最高，但此时 $U$c 最低，那么 b 相转换到 c 相，此时 $D_1$，$D_2$导通，电流由 a 相→$D_1$→X 线管→$D_2$→c 相构成回

路，由于 $D_2$ 导通，而 c 相电压最低，因此 $D_6$ 便加上反向电压而截止；③在 $t_3 \sim t_4$ 时间内，$U_b$ 相压变为最高，$U_c$ 相电压最低，$D_3$，$D_2$ 导通，电流由 b 相→$D_3$→X 线管→$D_2$→c 相构成通路，由于 $D_3$ 导通，$D_1$ 加上反相电压而截止。依次类推，在 X 线管 XG 上就得到一个脉动比较小的直流电压。由此可见，在三相六波整流电路中，每个整流器在一个周期内只有 1/3 的时间导通。

(2)脉动率：管电压的脉动率影响 X 线的输出，对于三相六波桥式整流电路，脉动率为：

$$\eta=\frac{U_{max}-U_{min}}{U_{max}}\times 100\%=\frac{1.732-1.5}{1.732}\times 100\%=13.43\%$$

可见，加在 X 线管两端的管电压脉动率减小，已接近于平稳直流，从而较大地提高了 X 线管的功率。但由于其输出电压正负两端电位对地不对称，因而在 X 线机高压次级电路中一般不采用此电路。

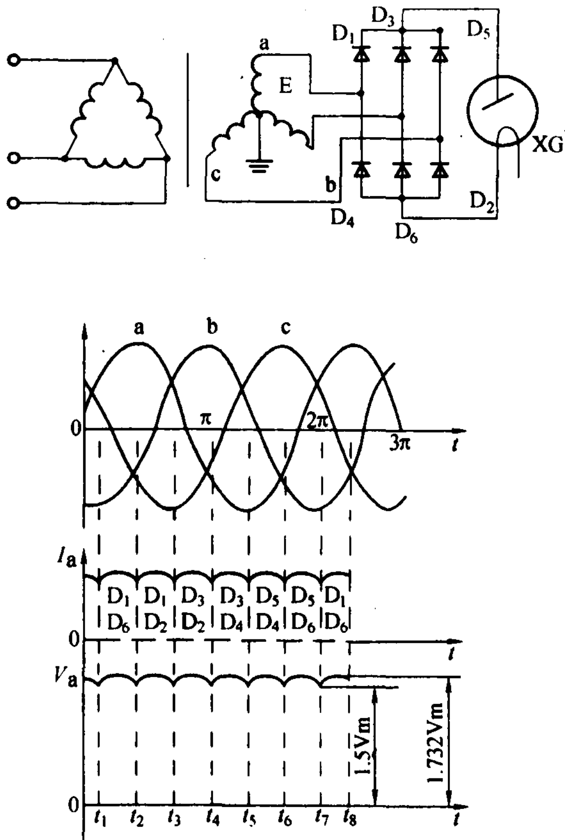



图 5-24　三相六波桥式整流高压次级电路

2. **管电流测量电路**　图 5-25 为三相六波高压整流管电流测量电路，因其中性点与单相全波整流电路一样流过交流电流，所以需要经全波整流后再进行电流测量。

**(二)三相双重六波桥式整流高压次级电路**

如图 5-26 所示，为三相双重六波桥式整流高压次级电路，管电流测量时，由于流过中性点的电流为直流电，故不需另加整流器，可直接将直流 mA 表串接在中性点处。

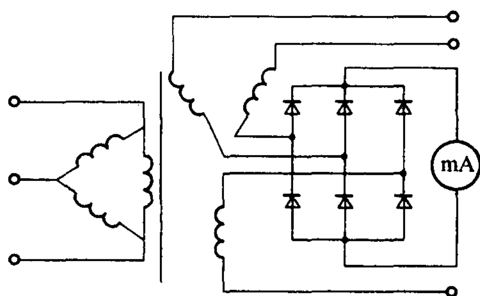



图 5-25 三相六波高压整流管电流测量电路

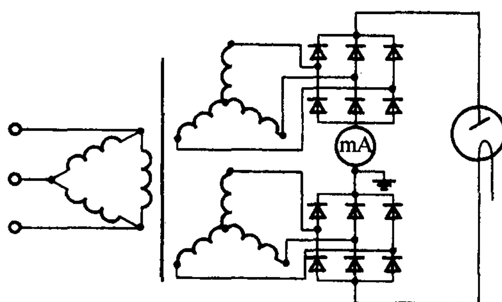



图 5-26 三相双重六波桥式整流高压次级电路

**(三)三相十二波桥式整流高压次级电路**

双三相六波桥式整流电路虽然能够使输出电压正、负端对地对称，且使输出功率加大、电压提高，但脉动率依然为13.4%，这对于大功率快速摄影仍然是不利的。目前心血管造影X线机等大型机组均采用三相十二波桥式整流高压次级电路，以保证连续拍片时有足够的输出功率和最小的脉动率，并获得最佳的胶片效果。此电路按Δ/Y·Δ法连接，其电路及波形图见图5-27。

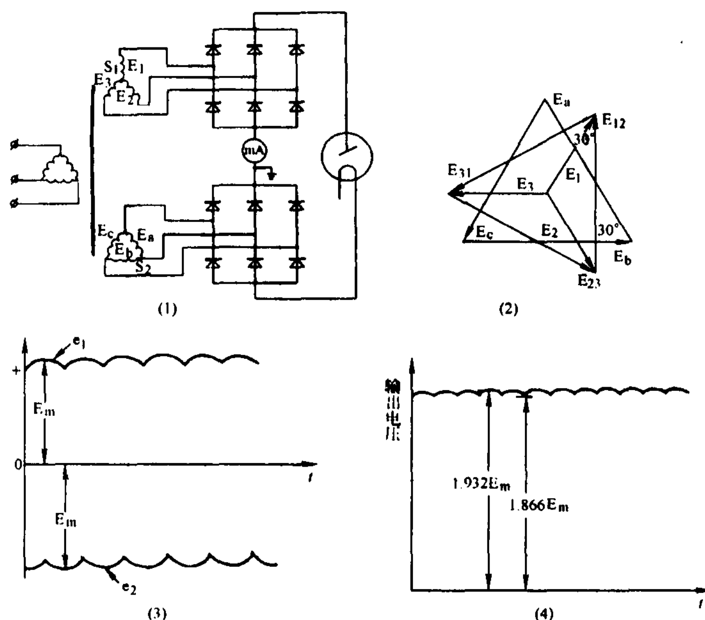



图 5-27 三相十二波桥式整流高压次级电路及波形

(1)三相十二波高压整流电路；(2)Δ/Y·Δ接法矢量图；(3)Δ/Y·Δ接法$S_1$、$S_2$输出波形；(4)三相十二波高压整流电路输出电压波形

图5-27中，次级Y绕组称为$S_1$，次级Δ绕组称为$S_2$，$S_1$、$S_2$分别为三相六波整流。如果令$E_\Delta=\sqrt{3}E_Y$，则$S_1$和$S_2$的输出电压相等。由于采用Δ/Y·Δ连接法，使得$S_1$和$S_2$输出电压相差

30°电角度，而一个周期为360°，所以每一个周期将出现360°/30°=12个脉冲，这种电路的脉动率$\eta$很小。

$$\eta=\frac{1.932-1.866}{1.932}\times 100\%=3.4\%$$

由图5-28可知，这种三相十二波高压整流电路正、负端对地电位是不对称的，为了克服这一缺点，可采用如图5-28所示的双三相十二波高压整流电路。此电路共有12个次级绕组，24个整流器，其正、负端对地电位对称。

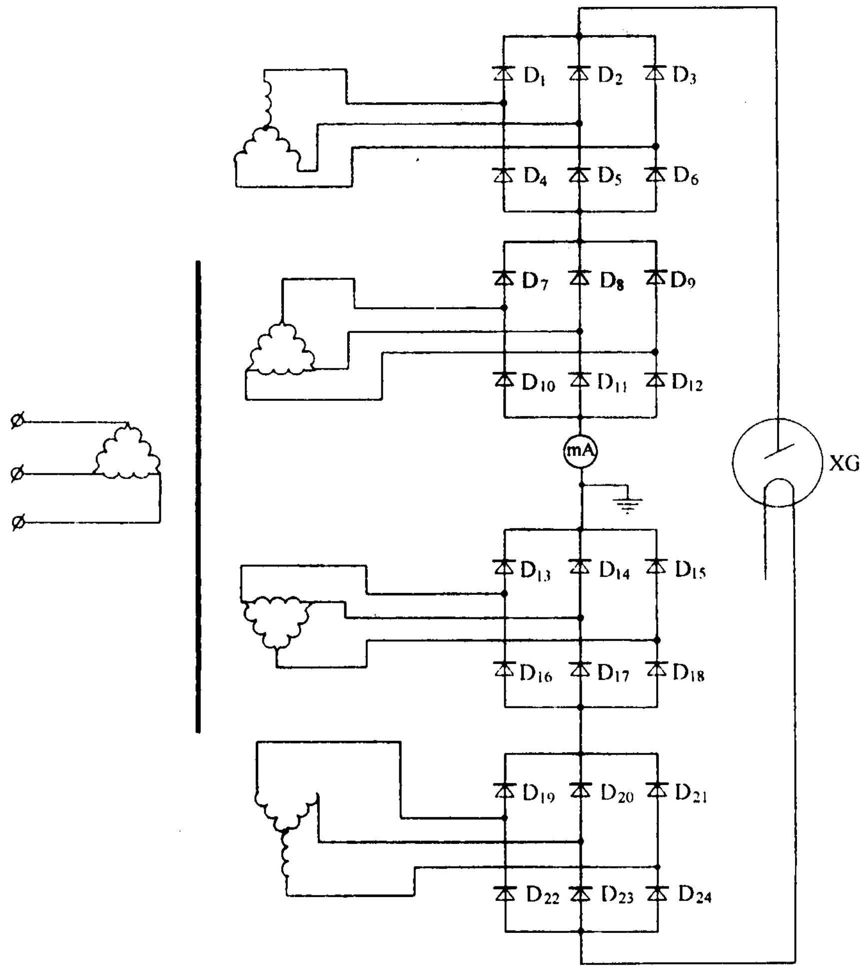


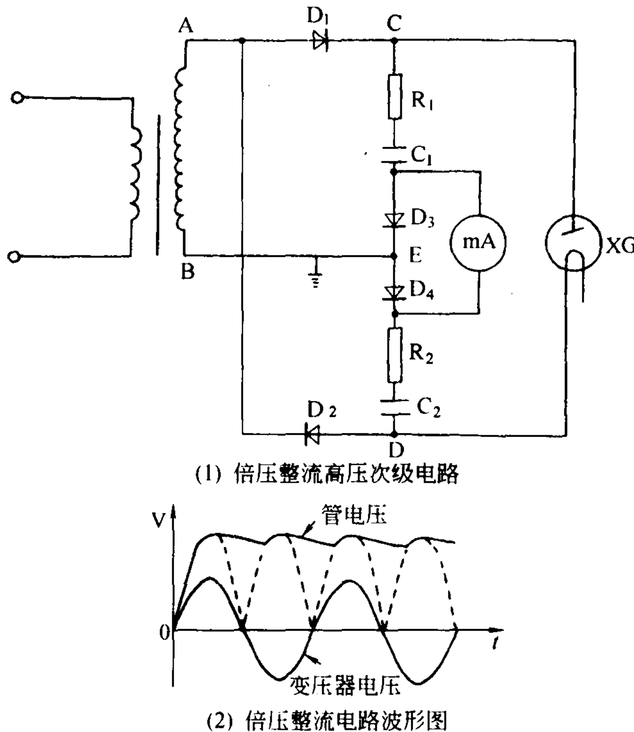

图5-28 双三相十二波整流高压次级电路

因三相十二波整流电路和双三相十二波整流电路的中性点流过的是直流电流，故测量电流时，不需要另加整流器，可直接将直流mA表串接在中性点处。

## 四、倍压整流高压次级电路

倍压整流高压次级电路如图 5-29 所示，当高压变压器初级侧输入一交流电压 $e_1$，则次级侧感应出交流高压 $e_2$，设 A 端为正、B 端为负，对电容器 $C_1$ 充电，充电回路为 A→$D_1$→$R_1$→$C_1$→$D_3$→E→B；当 B 为正，将对电容器 $C_2$ 充电，其回路为：B→E→$D_4$→$R_2$→$C_2$→D→$D_2$→A。电容器 $C_1$，$C_2$ 端电压的极性，对负载 X 线管是串联相加的，充电经过几个周期后，C，D 两端电压为变压器次级侧最大值的 2 倍，即 $V_{CD}=2\sqrt{2}E_2$，所以此整流电路称为倍压整流电路。

管电流测量时，直流 mA 表直接串接于电容器 $C_1$，$C_2$ 经 $R_1$，X 线管 XG，$R_2$ 的放电回路中。




(1) 倍压整流高压次级电路

(2) 倍压整流电路波形图

**图 5-29　倍压整流高压次级电路及波形**

# 第四节　X 线管灯丝加热变压器初级电路

X 线管灯丝加热电路（又称管电流调节电路）是将电压送给灯丝加热变压器，再送至 X 线管灯丝，从而控制 X 线管管电流的电路。工频 X 线机中，控制管电流一般采用的是控制灯丝电压的方法，故要求灯丝加热电压可调且稳定。这部分电路又分为灯丝加热变压器初级电路和灯丝加热变压器次级电路两部分。X 线管灯丝加热变压器初级电路的作用是：根据不同的管电流要求，设置 X 线管灯丝加热变压器初级得电电压的大小。

在灯丝加热变压器初级电路中，一般有以下几种器件和装置：

1. **稳压器** 由X线管灯丝发射电子特性曲线可知，灯丝加热电压的波动对灯丝发射电子数目、灯丝寿命有很大的影响，故X线管灯丝加热变压器初级电路中设置了相应的稳压器。一般采用谐振式磁饱和稳压器，它的作用是保证灯丝电压不随外界电源电压的波动而波动，此种稳压电源稳定度能达到±1%，且反应快，但对电源频率变化十分敏感，因此，有的X线机中也采用电子稳压器。

2. **管电流调节器** X线管灯丝加热变压器初级电路中串联毫安调节电阻，以调节灯丝的得电电压。透视时，管电流调节范围小，且连续可调。摄影时，管电流调节范围大，采用分档调节。

3. **空间电荷抵偿装置** 在灯丝加热变压器初级电路中接入了空间电荷抵偿变压器次级，它的作用是减少管电压变化对管电流的影响。

4. **X线管灯丝温度控制装置** 摄影时，灯丝需预热增温，以提供足够数目的电子撞击阳极靶面以发生X线。

## 一、管电流的调节与稳定

### (一)透视管电流的调节

透视管电流要求在0～5mA之间，且在曝光时能连续可调，因此，在X线管灯丝加热变压器初级电路中串入一个半可调电阻和一个线绕电位器，如图5-30为透视管电流调整电路示意图。半可调电阻 $R_1$ 常安装在机器控制器内部，用来限制最大管电流不超过5mA，线绕电位器 $R_2$ 在控制器上，称为透视毫安调节器，它的作用是让管电流在5mA内可调。

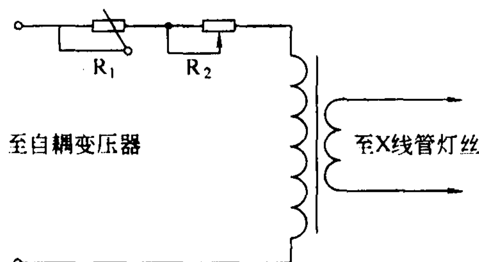



图 5-30 透视管电流调整电路

### (二)摄影管电流调节

摄影管电流数值远大于透视管电流，且摄影管电流在曝光时不可调节，在摄影灯丝加热变压器初级电路中，一般接入分档调节电阻。

如图5-31，XK是毫安选择器，调节XK，可以改变串联在灯丝加热变压器初级得电回路中的电阻大小，对摄影管电流进行选择。同时XK也可以根据不同的毫安值改变空间电荷抵偿的幅度。调节流程为：稳压器输出→毫安调节电阻→空间电荷抵偿变压器次级→灯丝加热变压器初级→灯丝加热变压器次级→灯丝。

### (三)管电流的稳定

X线机中，影响管电流稳定的因素主要有两个方面。一是电源电压的波动导致灯丝电压不稳定，为此X线机设置了谐振式磁饱和稳压器或电子稳压器；二是空间电荷的影响导致管

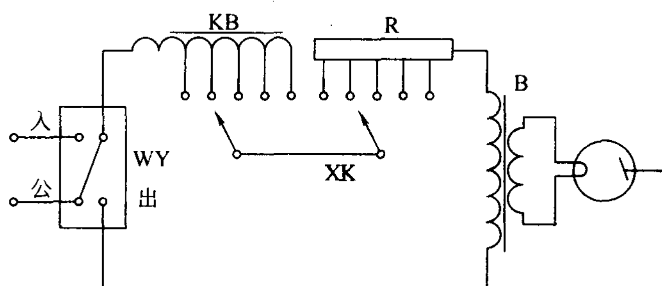



图 5-31　摄影管电流调整电路

电流随管电压变化而变化，为此 X 线机设置了空间电荷抵偿装置。如图 5-31 中的 WY 是谐振式磁饱和稳压器，KB 是空间电荷抵偿变压器。

## 二、常见的工频 X 线机灯丝加热变压器初级电路

### (一)小型 X 线机灯丝加热变压器初级电路

1. **电路结构**　小型 X 线机多为单 X 线管，电路较为简单，初级回路中不设稳压装置和空间电荷抵偿装置，由自耦变压器直接供电，开机后灯丝就被正常加热。

图 5-32 是 $F_{30}$ 型 30mAX 线机灯丝加热变压器初级电路。透视灯丝回路由可调电阻 $R_4$ 和电位器 W 串联组成，$R_4$ 限定透视最大管电流为 5mA，W 可以在 0～5mA 之间连续调节。$R_3$ 为摄影毫安调节电阻，其上有相应的抽头以对应不同的管电流。$K_3$ 为透视、摄影转换开关，2J 为胃肠摄影预备继电器。

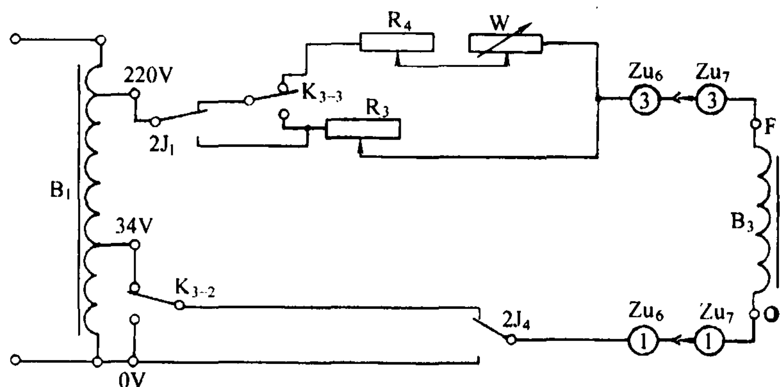



图 5-32　$F_{30}$ 型 30mAX 线机灯丝加热变压器初级电路

2. **电路分析**

(1)透视灯丝加热变压器初级电路：$K_3$ 置于透视位。

34V→$K_{3-2}$→$2J_4$(常闭)→$Zu_6$①→$Zu_7$①→O→$B_3$→F→$Zu_7$③→$Zu_6$③→W→$R_4$→$K_{3-3}$→$2J_1$(常闭)→220V。

(2)摄影灯丝加热变压器初级电路：$K_3$ 置于摄影位。

220V→$2J_1$(常闭)→$K_{3-3}$→$R_3$→$Zu_6$③→$Zu_7$③→F→$B_3$→O→$Zu_7$①→$Zu_6$①→$2J_4$(常闭)→$K_{3-2}$→0V。

(3)胃肠摄影灯丝加热变压器初级电路:$K_3$置于透视位,继电器 2J 工作。

220V→$2J_1$(常开)→$R_3$→$Zu_6$③→$Zu_7$③→F→$B_3$→O→$Zu_7$①→$Zu_6$①→$2J_4$(常开)→0V。

**(二)大焦点灯丝加热变压器预热型初级电路**

1. 电路结构　图 5-33 是 $F_{30}$-ⅡB 型 200mAX 线机灯丝加热变压器初级电路。该机为双焦点固定阳极 X 线管,采用大焦点灯丝加热变压器预热型初级电路。为保证电路由小焦点灯丝加热迅速切换至大焦点灯丝加热时,大焦点灯丝有足够的电子发射量,在灯丝初级电路设计上,采用大焦点灯丝低温预热的方式。即小焦点灯丝正常加热的同时,给大焦点灯丝加热变压器初级一较低的电压,使大焦点在不发射电子的状态下低温预热。

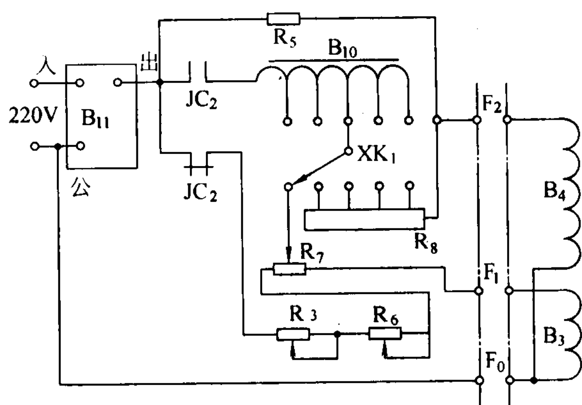



图 5-33　$F_{30}$-ⅡB 型 200mA X 线机 X 线管灯丝加热变压器初级电路

开机后,小焦点灯丝加热变压器 $B_3$ 初级绕组,通过 $JC_2$ 常闭触点、$R_3$,$R_6$,$R_7$ 得到正常电压,使小焦点灯丝正常加热。同时,通过 $R_5$,使大焦点灯丝加热变压器 $B_4$ 初级得到一较低电压,使大焦点灯丝低温预热。当电路由透视转为摄影时,预备继电器 $JC_2$ 工作,其常闭触点切断小焦点灯丝加热电路,常开触点接通大焦点灯丝加热电路,使大焦点瞬时增温,保证曝光时获得所需的摄影管电流值。

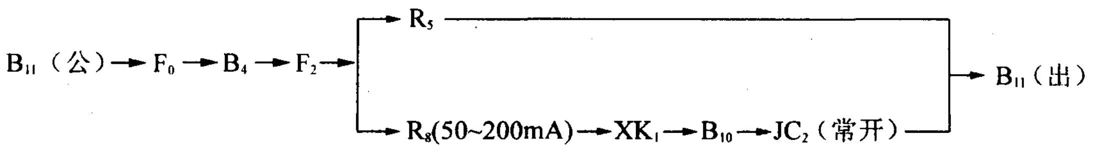
2. 电路分析

(1)透视电路:①小焦点灯丝加热变压器初级得电电路为:$B_{11}$(公)→$F_0$→$B_3$→$F_1$→$R_7$→$R_6$→$R_3$→$JC_2$(常闭)→$B_{11}$(出);②大焦点灯丝加热变压器初级预热电路为:$B_{11}$(公)→$F_0$→$B_4$→$F_2$→$R_5$→$B_{11}$(出)。

(2)小焦点 30mA 摄影电路为:$XK_1$ 置于 30mA 档,闭合手开关,预备继电器 $JC_2$ 工作,小焦点灯丝加热变压器初级得电电路为:$B_{11}$(公)→$F_0$→$B_3$→$F_1$→$R_7$→$XK_1$→$B_{10}$→$JC_2$(常开)→$B_{11}$(出)。

此时大焦点灯丝仍是低温预热。

(3)大焦点 50～200mA 摄影电路:$XK_1$ 置于 50～200mA 档,闭合摄影手开关,预备继电器 $JC_2$ 工作,大焦点灯丝加热变压器初级得电电路为:




此时大焦点灯丝增温，小焦点灯丝熄灭。

由于该机摄影管电流不大，空间电荷的影响不明显，因此适当选择某一补偿电压值，便能满足各管电流档误差的要求，无须与管电流选择器联动。

**（三）大焦点灯丝加热变压器非预热型初级电路**

1. **电路结构**　图 5-34 是 XG-200 型 X 线机灯丝加热变压器初级电路。该机采用大焦点灯丝加热变压器非预热型初级电路。电路由稳压器 WY，空间电荷抵偿变压器次级绕组 $KHB_2$，$KHB_3$，毫安选择器 MSA，技术选择开关 GSA 以及大小焦点灯丝加热变压器初级绕组 $DJB_1$，$XJB_1$ 等部件组成。

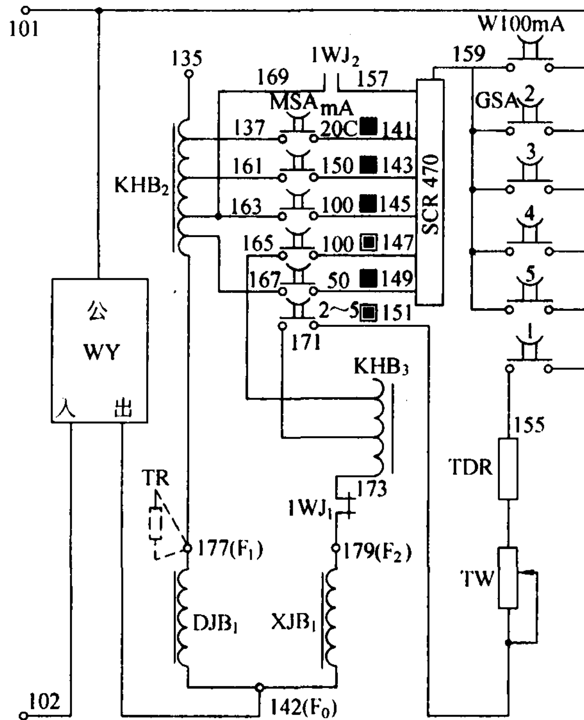



**图 5-34　XG-200 型 X 线机灯丝加热变压器初级电路**

$1WJ_1$，$1WJ_2$ 为胃肠摄影预备继电器 WJ 的触点。前者用在胃肠摄影时切断小焦点灯丝加热变压器初级的得电电路，后者用以接通大焦点灯丝加热变压器 100mA 档的加热电路，以达到自动切换的目的。SCR 为床上 X 线管和床下 X 线管的摄影毫安调节电阻，TDR，TW 为透视毫安调节电阻，TR 为床上 X 线管训练时外加电阻。

2. **电路分析**

(1)床下 X 线管灯丝加热变压器初级电路：

①透视时，小焦点灯丝加热变压器初级得电电路为：WY(公)→$GSA_1$→TDR→TW→MSA(5mA)按钮→171→$KHB_3$→173→$1WJ_1$(常闭)→179($F_2$)→$XJB_1$→142($F_0$)→WY(出)。

②透视胃肠摄影灯丝加热交换：胃肠摄影预备继电器 WJ 工作，引起大小焦点灯丝的加热交换，得电电路为：WY(公)→W(100mA)→SCR→157→$1WJ_2$(常开)→169→163→$KHB_2$→177($F_1$)→$DJB_1$→142($F_0$)→WY(出)。

(2)床上 X 线管灯丝加热变压器初级电路：

①小焦点灯丝加热变压器初级电路为：WY(公)→$GSA_{2\sim5}$→SCR→147(100mA)→MSA(100mA)→165→$KHB_3$→$1WJ_1$(常闭)→179($F_2$)→$XJB_1$→142($F_0$)→WY(出)。

②大焦点灯丝加热变压器初级电路为：WY(公用)→$GSA_{2\sim5}$→159→SCR(149,145,143,141)→MSA(50～200mA)→167,163,161,137→$KHB_2$→177($F_1$)→$DJB_1$→142($F_0$)→WY(出)。

## 第五节 限时电路

限时电路的作用是用于控制 X 线机曝光时间长短。小型 X 线机常采用机械限时器，大、中型 X 线机常采用电子限时器。电子限时器有辉光管限时器、晶体管限时器和集成电路限时器等。

在控制 X 线曝光时间的方法上常用以下两种：①触点法：将限时电路的控制触点串接在高压接触器的线圈得电电路中，用控制高压接触器的工作时间来达到控制曝光时间；②无触点法：晶闸管直接串接在高压初级得电回路中，限时电路控制产生触发信号时间的长短来控制晶闸管的导通，从而控制高压初级得电回路的接通和断开时间，即曝光时间。

机械式限时器已很少使用，目前常用电子限时器。

### 一、辉光管限时电路

辉光管限时器是应用电容器充电到一定的电压值，使辉光管导通，从而接通高灵敏继电器工作电路，切断高压接触器线圈得电回路。

1. **电路结构** 图 5-35 是 F30-ⅡD 型 200mAX 线机限时电路，图中 $C_3$ 为限时电容，$R_X$ 为限时电阻群，当电容器的电容量为定值时，选择不同的充电电阻 $R_X$，便可获得不同的曝光时间，电容器 $C_3$ 充电时间，即曝光时间。$JD_5$ 曝光终止继电器，$G_7$ 为辉光放电管，这种辉光管具有一定的起辉电压，电容器 $C_3$ 并联在此管两端，当电容器 $C_3$ 两端的电压低于它的起辉电压时，管子不起辉，电路中所串联的继电器 $JD_{5a}$ 不工作，当电容器 $C_3$ 两端的电压达到起辉电压时，管内产生辉光放电，有较大的管电流产生。$R_{14}$ 与 $JC_3$ 常闭触点组成 $C_3$ 的放电回路，以保证下次限时准确。其中 $JD_4$ 为摄影预备继电器，$JC_3$ 为高压接触器。

2. **电路分析**

(1)当按下摄影手闸 $AN_4$ 或点片按钮 $AN_5$，继电器 $JC_{10}$ 工作，$JD_4$ 工作，$JC_2$ 工作，摄影预备结束。$JD_4$ 线圈的得电电路为：+→$R_{12}$→$R_{13}$→$G_7$→$JD_4$(线圈)→$JD_5$→$JC_{10}$ // [$JC_2$→$JD_4$(11,1)]→-。

(2)松开 $AN_4$ 或 $AN_5$，$JC_{10}$ 线圈断电，$JD_4$ 靠自身触点和 $JC_2$ 触点维持工作。同时摄影高压

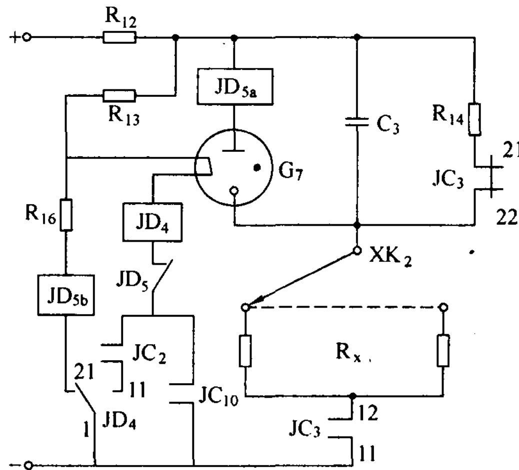



图 5-35 F30-Ⅱ DX线机限时电路

接触器$JC_3$工作，其常闭触点21，22断开，切断$C_3$的放电回路，常开触点12，11闭合，接通电容器$C_3$充电电路，$C_3$经限时电阻群$R_X$开始充电。$C_3$充电电路为：(+)→$R_{12}$→$C_3$→$XK_2$→$R_X$→$JC_3$(常开)→(−)。

(3)当$C_3$充电到$G_7$辉光管的起辉电压时，$G_7$起辉导通，极化继电器的$JD_{5a}$线圈得电工作。$JD_{5a}$得电电路为：$C_3$(+)→$JD_{5a}$→$G_7$→$C_3$(−)。

(4)$C_3$通过继电器$JD_{5a}$对辉光管$G_7$放电(放电时间很短，$JD_{5a}$得电时间也很短)。继电器$JD_{5a}$工作，其触点打开($JD_{5a}$断电，但触点不闭合)，$JD_4$线圈断电，$JD_4$常开触点打开切断控制电路电源，$JC_3$断电，曝光停止。同时$JD_4$的常闭触点(1，21)闭合，极化继电器的$JD_{5b}$线圈得电，其触点$JD_5$闭合，为下次摄影使$JD_4$工作做准备。$JD_{5b}$线圈的得电电路为：+→$R_{12}$→$R_{13}$→$R_{16}$→$JD_{5b}$(线圈)→$JD_4$(21，1)→−。

## 二、晶体管限时电路

晶体管限时电路是利用电容器充放电来控制晶体管开关元件的通断，以达到控制X线照射时间的目的。这种限时器体积小、精度高，多用于中、大型X线机。中型工频X线机的高压初级通断方式大多数为接触器控制法，大型工频X线机的高压初级通断方式大多数为晶闸管控制法。现以$F_{30}$-ⅡF型200mA中型X线机的限时器电路为例介绍。

1. **电路结构** 图5-36是$F_{30}$-ⅡF型200mAX线机限时器电路，该电路由两套RC延时电路组成。其电源由自耦变压器的$B_1$-$A_3$及$B_1$-$A_4$提供交流24V，经桥式整流器$D_{10}$整流和电容器$C_2$滤波后，再经集成稳压器$U_1$稳压，得到稳定的直流电压。主控回路由摄影手闸Ⅱ档保护继电器$JD_8C$，执行继电器$JD_4$，限时电阻群$R_X$，电容$C_3$，单结晶体管$BG_6$，晶闸管$BG_7$，三极管$BG_5$等组成。整定时间共23档(0.05～6s)。辅控回路由限时保护继电器$J_{101}$，电阻$R_{101}$～$R_{104}$，$R_{108}$及电容$C_{103}$，电平翻转集成模块NE555，三极管$BG_{101}$，发光二极管$BG_{104}$等组成。辅控回路对主控回路分级保护，保护时间为2s，3.5s，6s三档。当主控回路失灵，执行继电器$JD_4$失去控制，由辅控回路进行保护(当辅控回路继电器$J_{101}$线圈失电时，其触点$J_{101}$(1，7)切断摄影高压接触器$JC_3$电路，使曝光停止)。

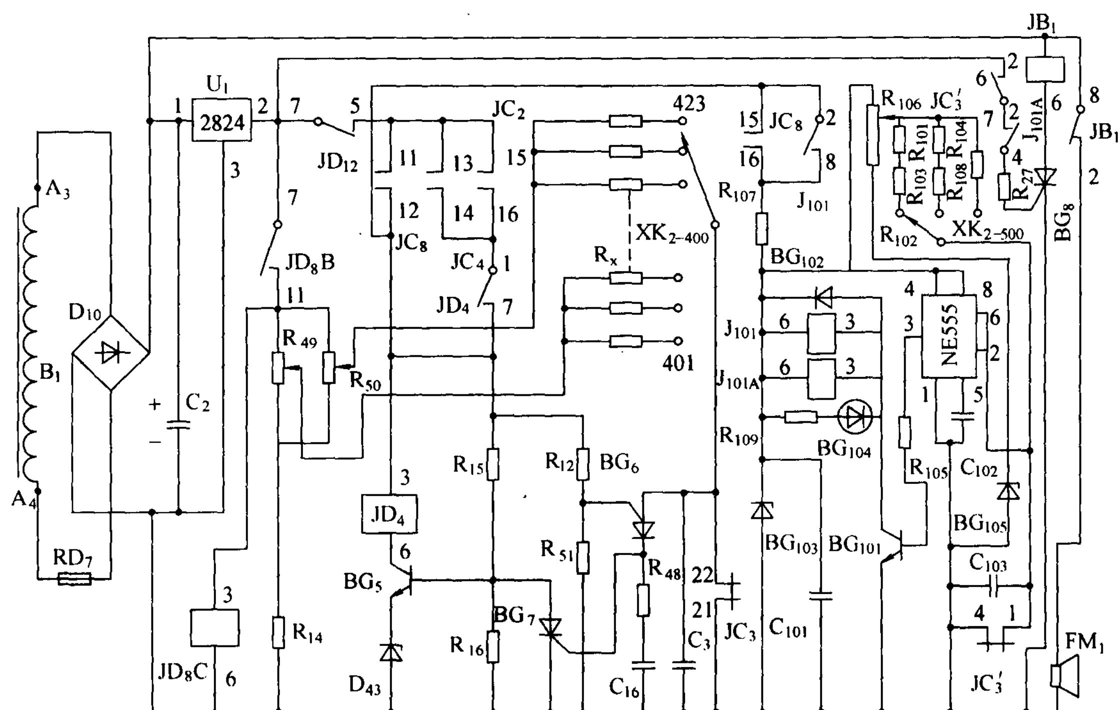


图 5-36 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机限时器电路

2. 电路分析 摄影时如在容量范围内，容量保护继电器 $JD_{12}$(5,7)触点闭合。

(1)摄影预备：按下手闸Ⅰ档或点片开关 $K_1$(1,21)闭合，都能使 $JC_8$ 工作，则 $JC_8$(11,12)闭合，三极管 $BG_5$ 的基极从 $R_{15}$ 和 $R_{16}$ 取分压其基极获得正偏压，使三极管 $BG_5$ 导通，继电器 $JD_4$ 得电工作，$JD_4$(2,8)及 $JD_4$(1,7)触点闭合。同时继电器 $J_{101}$ 得电，$J_{101}$(1,7)触点闭合，继电器 $JC_2$ 得电，$JC_2$(15,16)触点闭合。点片时 $JC_4$(13,14)触点闭合。当旋转阳极延时 0.8～1.2s，$JD_7$(2,12)触点闭合，$JD_7$(1,21)触点打开。继电器 $JD_4$ 线圈的得电电路分别为：$U_1$(2)→$JD_{12}$(7,5)→$JC_8$(11,12)//[$JC_2$(15,16)或 $JC_4$(13,14)→$JD_4$(1,7)]→$JD_4$(线圈)→$BG_5$→$D_{43}$→$U_1$(3)。

继电器 $J_{101}$($J_{101A}$)线圈的得电电路分别为：$U_1$(2)→$JD_{12}$(7,5)→$JC_8$(11,12)//[$JC_2$(15,16)或 $JC_4$(13,14)→$JD_4$(1,7)]→$JC_8$(15,16)//$J_{101}$(2,8)→$R_{107}$→$J_{101A}$//$J_{101}$(线圈)→$BG_{101}$→$U_1$(3)。

(2)曝光：按手闸Ⅱ档或按点片按钮 $AN_5$，$JD_8B$ 得电，$JD_8B$(4,12)触点打开，$JD_8B$(7,11)触点闭合，继电器 $JD_8C$ 得电，$JD_8C$(2,8)触点闭合，接触器 $JC_3$ 得电曝光开始。$JC_3$(21,22)触点打开，电阻群 $R_X$ 从 $R_{50}$ 及 $R_{49}$ 取电，电容 $C_3$ 经电阻群 $R_X$ 之任一电阻充电。充至预定时间，电容 $C_3$ 两端的电压升高至单结晶体管 $BG_6$ 导通电压时，$BG_6$ 导通，晶闸管 $BG_7$ 控制极得一脉冲触发电压而导通，使 $BG_5$ 截止，继电器 $JD_4$ 失电，$JD_4$(2,8)触点打开，接触器 $JC_3$ 失电曝光结束。每次摄影后 $JC_3$(21,22)触点闭合，将电容器 $C_3$ 的残存电荷泄放，以保证下次曝光时间准确。继电器 $JD_8C$ 线圈的得电电路为：$U_1$(2)→$JD_8B$(7,11)→$JD_8C$(线圈)→$U_1$(3)。

$C_3$的充电电路为：$U_1(2)\to JD_8B(7,11)\to R_{49}$或$R_{50}\to R_x\to XK_2$-400$\to C_3\to U_1(3)$。

(3)辅控回路工作程序：曝光时按下手闸Ⅰ档，继电器$JC_8$得电工作，接通辅控回路电源，此时集成模块NE555的2,6脚为低电位，3脚输出高电位，三极管$BG_{101}$导通，继电器$J_{101}$，$J_{101A}$得电工作，$J_{101}(1,7)$触点闭合，同时发光二极管$BG_{104}$燃亮，为曝光做好准备，$J_{101}(2,8)$触点闭合而自锁。当按下手闸Ⅱ档，继电器$JC'_3$得电工作后，$JC'_3(1,4)$触点打开，电源通过电阻$R_{101}$，$R_{102}$(或$R_{103}$或$R_{104}$，$R_{108}$)向电容$C_{103}$充电。当充电电平达到集成模块NE555翻转电压时，其3脚输出低电平，使三极管$BG_{101}$截止，继电器$J_{101}$失电，$J_{101}(1,7)$触点打开，切断接触器$JC_3$电路。由此可知，继电器$JD_4$工作失灵不能停止曝光时，继电器$J_{101}$能在比预定时间稍晚一点切断电路，起到保护作用。$C_{103}$的充电电路为：$U_1(2)\to JD_{12}(7,5)\to JC_8(11,12)//[JC_2(15,16)$或$JC_4(13,14)\to JD_4(1,7)]\to JC_8(15,16)//J_{101}(2,8)\to R_{107}\to R_{106}\to R_{101}$，$R_{102}$或$R_{103}$，$R_{104}$或$R_{108}\to XK_2$-500$\to C_{103}\to U_1(3)$。

在继电器$J_{101}$失电的同时，$J_{101A}$也失电，其常闭触点$J_{101A}(2,4)$闭合。此时，继电器$JC'_3$的常开触点$JC'_3(6,7)$尚未打开(从$J_{101}$失电到$JC'_3$触点打开需要几毫秒)，因此晶闸管$BG_8$的控制极瞬间获得一脉冲触发电压而导通。$BG_8$的导通使继电器$JB_1$得电工作，其触点$JB_1(2,8)$闭合，接通蜂鸣器$FM_1$电路，蜂鸣器鸣叫。同时触点$JB_1(1,7)$闭合，使过载保护继电器$JD_{12}$工作，其常开触点$JD_{12}(2,8)$闭合，过载指示灯$XD_3$燃亮；常闭触点$JD_{12}(5,7)$打开，切断$JD_4$电源。继电器$JB_1$线圈的得电电路为：$D_{10}(+)\to JB_1$(线圈)$\to BG_8\to D_{10}(-)$。

## 三、集成电路限时器

随着电子技术的不断发展，许多X线机均采用各种集成电路限时器。国产XG-200型200mAX线机和KFⅡ-200型200mAX线机等都使用图5-37所示的JSB-23型限时器电路。

1. **电路结构** JSB-23型限时器电路是利用摄影曝光时间控制继电器JSB的常开触点控制摄影高压接触器，达到控制曝光时间的目的。JSB-23型限时器电路由四部分组成：①电源电路，由$B_6$，$D_4\sim D_7$，$C_4$，$D_8\sim D_9$和$R_{14}$组成整流稳压电源，为执行电路、限时电路和限时保护电路提供稳定的直流电压；②执行电路，由三极管BG，稳压管$D_{10}$，电阻器$R_{19}$和$R_{20}$组成；③限时电路，由限时电阻$R_{21}\sim R_{44}$，限时电容器$C_6$和集成块$JEC_1$等组成，限时时间共23档(0.04～6.2s)；④限时保护电路，由电阻$R_{15}\sim R_{18}$，电容器$C_5$和集成块$JEC_2$等组成，限时保护电路路对限时电路实行分级保护。限时电路和限时保护电路采用两块集成块和两套RC充电电路构成“与门”驱动继电器，当限时电路失灵，对曝光控制继电器失去控制时，限时保护电路在稍迟一点后，使曝光控制继电器线圈失电，常开触点打开，切断高压接触器SC线圈电路，使曝光停止。

2. **电路分析**

(1)当按下曝光手闸后一段时间(约0.8s)后，C，D两端有220V交流电压输入，经降压、整流和滤波后获得24V直流电源，因$C_6$和$C_5$未充电，JEC皆处于截止状态，执行电路中的三极管BG因基极处于正电位导通，继电器JSB得电工作，常开触点闭合，接通高压接触器SC工作电路，曝光开始。同时，JD中间继电器常闭触点打开，为计时准备。

曝光开始后，24V直流电源分别通过$R_{21}\sim R_{44}$和$R_{15}\sim R_{18}$向限时电容器$C_6$和$C_5$进行充电。当$C_6$两端电压达到一定值时，$JEC_1$导通，使稳压管$D_{10}$截止，引起BG基极电位变负而截止，继电器JSB线圈失电，其常开触点释放切断高压接触器SC电路，曝光结束。

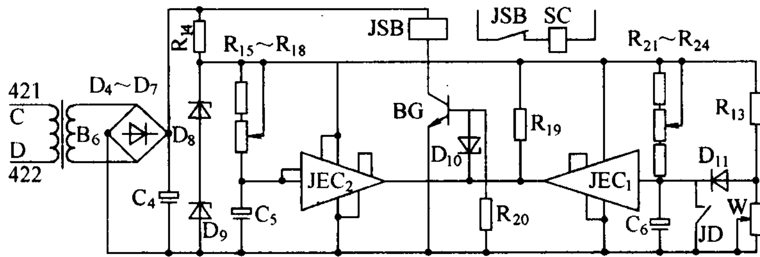



图 5-37 JSB-23 型限时器电路

松开曝光手闸，JD 常闭触点闭合，为 $C_6$ 提供放电回路，为下次曝光计时做好准备。

(2)若限时电路失灵，则限时保护电路中的限时电容器 $C_5$ 两端的充电电压，在稍后一点使 $JEC_2$ 导通，同样使三极管 BG 基极电位变负而截止，继电器线圈 JSB 失电，其触点切断高压接触器 SC 电路，使曝光结束，从而起到保护作用。

## 第六节 旋转阳极启动及延时保护电路

目前大、中型诊断 X 线机均采用旋转阳极 X 线管，它具有焦点小、功率大等优点。但在摄影时，必须使旋转阳极旋转并达到额定转速后才能曝光，否则来自阴极的高速电子将集中撞击阳极靶面上的某一点，使该点过热熔化而损坏 X 线管。因此，为了保护 X 线管，专门设置了旋转阳极启动延时保护电路。

根据 X 线机对电路的要求，旋转阳极启动及延时保护电路的基本功能应具有以下三点：

1. **延时保护** 为在曝光之前确保旋转阳极达到规定转速，采用了旋转阳极延时保护电路。因各 X 线机制造厂家的设计理念不同，该电路结构相差较大，但其完成的功能都是为防止阳极未启动或虽启动而未达到额定转速时曝光，造成 X 线管损坏。

2. **快速启动** 目前中型医用 X 线机一般采用中速旋转阳极 X 线管，当电源频率为 50～60Hz 时，其阳极转速为2 800～3 000r/min。在大型 X 线机中一般采用倍频以提高阳极转速，其转速高达8 500～9 000r/min。因此电路要求提供较大的启动电流和电压，以形成较大的转矩。所以，在电路设计上除采用较大容量的剖相电容外，还采用启动瞬间加上较高电压(150～170V)，启动后自动降低电压(40～70V)的供电方式。

3. **适时制动** 阳极由于惯性作用，在曝光结束之后将继续运转一段时间，这样不但产生噪声而且增加了阳极轴承的磨损，缩短了 X 线管的使用寿命。特别是高速 X 线管，由于转子的临界转速在5 000～7 000r/min之间，当处于这之间转速时，转子系统要产生共振，引起 X 线管破损。因此，装备高速 X 线管的 X 线机中，都装有转子制动装置。制动装置一旦损坏，就绝对不能启动 X 线管。制动装置的基本原理是在曝光结束，定子线圈的工作电压断开后，立即给工作绕组加一脉动直流电压，从而产生制动力矩。

### 一、延 时 器

延时器是中、大型 X 线机中不可缺少的器件之一，它在 X 线机中的主要作用是：①在曝光

前（延时时间内）使旋转阳极迅速启动，在旋转阳极未达到额定转速前不能进行曝光；②在延时时间内，X线管及其他电子管的灯丝开始加热或增温；③各部分电路由透视工作状态转为摄影工作状态时，为摄影电路做好准备。

延时器与限时器的工作原理基本相同。其区别是限时器有多个固定的控制时间，而延时器是在可调的延时范围内，只调定一个控制时间。X线机中所用的延时器，延时时间多调定在0.8～1.2s之间。其类型较多，有继电器式、热控式、电动机式、晶体管式和集成电路式延时器等。

其中继电器式常利用在前期课程中大家已经认识的时间继电器。热控式延时器在Suoer系列和Medic系列X线机采用，在其他X线机中已很少使用。

**（一）电动式延时器**

电动机式延时器一般都是利用一个微型罩极式同步电动机做动力，带动变速齿轮。由杠杆联动推动一个或数个常开触点，当电动机通电后，带动齿轮转动。由于变速齿轮带动的凸轮压合触点，延迟了触点的闭合。这一走动时间即为延时的时间。

图5-38为KC-400型X线机电动机式延时器电路。图中YJ为旋转阳极启动电路中的电压继电器触点，WC为胃肠摄影准备继电器触点，KJ为延时继电器。当YJ或WC触点闭合后，电动机 $T_2$ 转动。待0.8～1.2s（时间可调），YS触点闭合，延时继电器KJ工作。因控制了限时器开始工作的时间，从而保证了旋转阳极管的安全使用。这种延时器结构简单，调整方便，工作可靠。

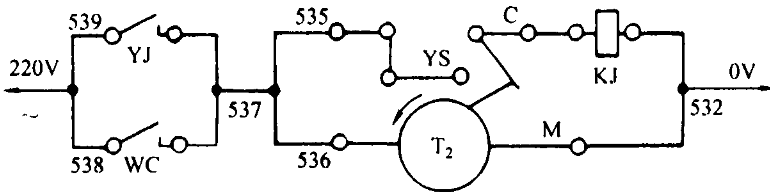



**图5-38　KC-400型X线机电动机式延时器电路**

**（二）晶体管延时器**

如图5-39所示，晶体管延时器（电路）有三极管 $BG_1$，高灵敏继电器J，充放电电容及电阻组成。其工作过程是：当K闭合时，因电容C两端电压不能突变，A点电位为零，故三极管不能立即导通，但电容器C已开始充电。当C两极间的电压逐渐上升到使 $BG_1$ 管基极电压大于0.7V时，三极管立即导通，从而高灵敏继电器J得电工作。C开始充电至J得电的时间为延时时间。调节充电电阻 $R_A$ 可使此延时时间发生变化。

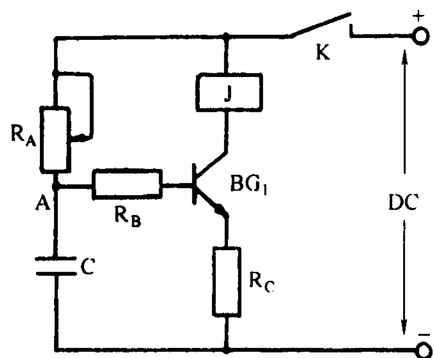



**图5-39　晶体管延时器电路**

**（三）集成电路延时器**

图5-40是用JEC-2集成电路设计的延时器电路，多用于旋转阳极启动延时电路中，如XG-200型和XG-500型X线机。该电路由稳压电源、RC充电电路

和集成开关电路三部分组成，其工作原理是：

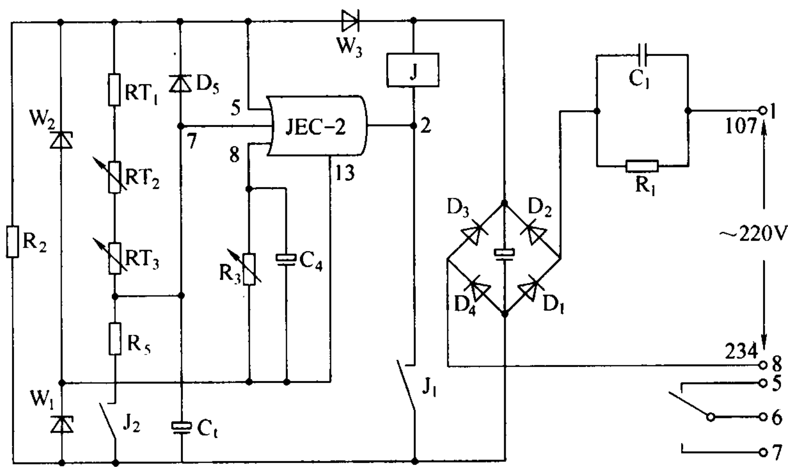



图 5-40　集成电路延时器电路

当交流电 220V 输入插座 1(107)与 8(234)时，通过 $C_1//R_1$ 将电压降至 24V，经 $D_1 \sim D_4$ 桥式整流后约为 22V，再由 $W_2$、$W_1$ 和 $R_2$ 稳压限流变为 12V。同时经 $RT_1$，$RT_2$，$RT_3$ 向 $C_t$ 充电，0.8s 后 JEC-2 导通。

JEC-2 集成块共有 14 脚：7 脚是输入讯号端，2 脚是输出端接继电器 J 线圈，5 脚接电源＋12V，8 脚接 $R_3$，$C_4$。内部结构如图 5-41 所示。当输入信号达到 2.1V 时，$T_1$，$T_2$，$T_3$ 复合管导通，$T_3$ 处于饱和状态，$Uc_3 = 0.3V$，因此 $D_1$，$T_4$ 截止。$Uc_4$ 升高到一定电压，稳压管 $D_2$ 被击穿，电源经 $R_3$，$D_2$ 向 $T_6$ 注入电流，使 $T_5$，$T_6$ 导通，继电器 J 吸合，$J_1$ 触点闭合自锁，使继电器 J 维持工作。同时，$J_2$ 触点闭合，$C_t$ 残存电荷通过 $R_5$ 放电到零，为下次工作做好准备，使下次延时准确。

另外，随着数字技术的不断发展，用数字技术设计的延时器（电路）具有非常高的延时精度，现已被程控 X 线机、高频机及其他数字 X 线设备广泛采用。

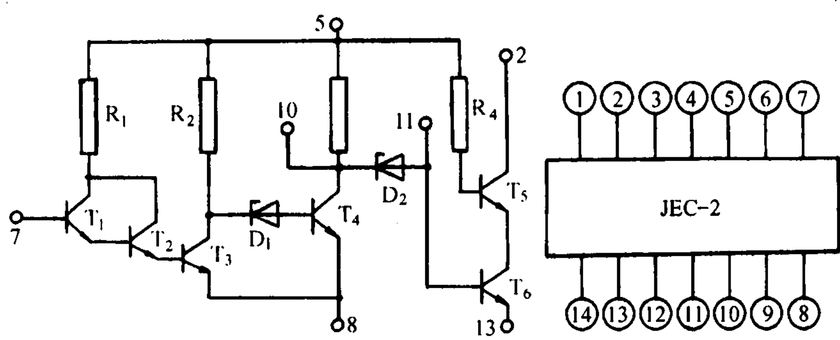



图 5-41　集成电路内部结构及插脚

## 二、旋转阳极启动延时保护电路

为了实现旋转阳极启动及延时保护电路的三个基本功能：延时保护、快速启动和适时制动，旋转阳极均配有启动装置及延时保护电路。

### (一)旋转阳极启动装置

如图5-42所示，旋转阳极的转动装置是基于单相异步电动机的原理。在旋转阳极X线管阳极端装有与阳极靶面同轴的铜管及其组件，该铜管及其组件类似于鼠笼转子，在靠近阳极端的玻璃外壁上装有由铁心和绕组组成的定子，这样就构成了单相异步电动机。定子由硅钢片制成的圆环形铁心及两绕组构成，两绕组分别称为启动绕组和运转绕组，两绕组的空间几何角度为90°，以便产生旋转磁场，使阳极转动。一般情况下，启动绕组和工作绕组是由同一单相电源供电的。为使两个绕组中的电流在时间上有一个相位差，在启动绕组中串接了一个电容进行移相，该电容称为剖相(分相)电容。在启动绕组中串入了电容后，还加大了启动转矩，电容量越大，启动转矩就越大。

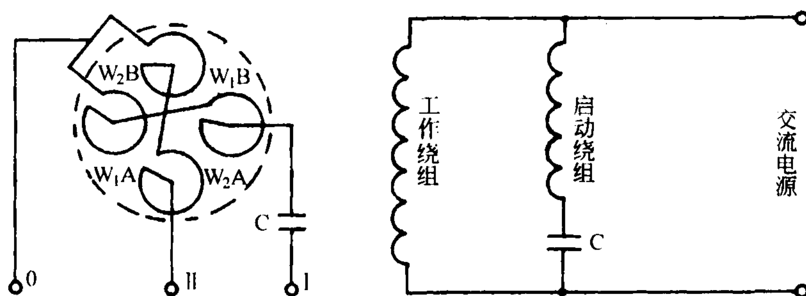



图5-42　旋转阳极定子绕组及其连接

### (二)启动延时保护电路实例

国产工频X线机的旋转阳极启动延时保护电路分为继电器式启动延时保护电路和互感器式启动延时保护电路两种。一般在启动电路中串联一电流继电器或电流互感器，在剖相电容两端并联电压继电器或电压互感器，以监测启动电流或电压。当该条件满足后，延时器开始工作，经0.8～1.2s的延时，旋转阳极达到规定转速，延时电路自动接通曝光控制电路，曝光才能进行，否则电路被切断，使曝光不能进行。延时器可用延时继电器或半导体延时器。

1. $F_{30}$-ⅡF型200mAX线机旋转阳极启动延时保护电路(互感器式)　如图5-43是$F_{30}$-ⅡF型200mAX线机旋转阳极启动延时保护电路。该电路由启动和保护两部分组成。

(1)启动电路结构：该电路启动和运转电压皆为130V，并设有快速制动电路。图中$DD_2$为阳极启动电机定子，启动绕组与剖相电容器$C_6A//C_6B$串联。$B_8$为电压互感器初级绕组，并联在电容器$C_6A//C_6B$两端，检测启动电压。$B_6$为电流互感器初级绕组，与定子运转绕组串联，检测启动电流。$JC_6$是断电延时继电器，其触点$JC_6$(11,12)和$JC_6$(21,22)分别为快速常开和常闭触点，而$JC_6$(23,24)为延时触点，触点时间6s(可调)。常开触点$JC_2$和$JC_4$分别为摄影预备接触器和胃肠摄影预备接触器的触点。

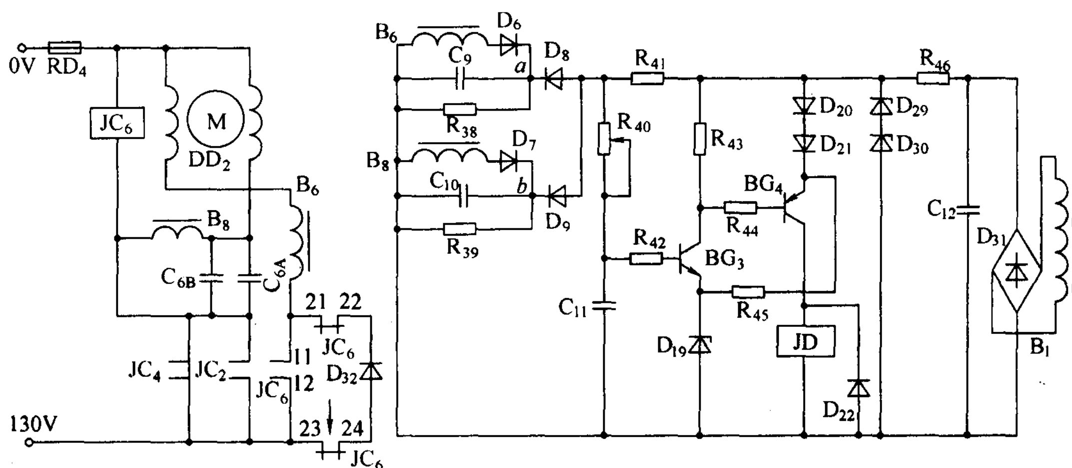



图 5-43 互感器式启动保护延时电路

(2)保护电路结构:该保护电路由信号输入电路和开关电路组成。

信号输入电路,是一个由二极管 $D_6$～$D_9$ 等组成的两输入端的与门电路。其输入信号分别来自电流互感器 $B_6$ 和电压互感器 $B_8$ 的次级绕组,当 $B_6$ 初级绕组中的电流和 $B_8$ 初级绕组中的电压,达到额定值时(即启动电路工作正常),其次级绕组必感应产生与之相对应的电压信号,此信号分别经 $D_6$,$C_9$,$D_7$ 和 $C_{10}$ 整流滤波变为直流电压信号,分别加在电阻 $R_{38}$ 和 $R_{39}$ 上,其极性 a,b 端为正。由此可见,该信号电压完全由启动电流和电压控制。

开关电路由三极管 $BG_3$,$BG_4$ 和电容器 $C_{11}$ 等元件组成,$B_1$ 是自耦变压器的一个独立绕组,为开关电路提供交流电源,经整流、滤波和稳压后,作为开关电路的工作电源,再经 $R_{45}$ 和 $D_{19}$ 二次稳压作为 $BG_3$ 发射极的基准电压。$JD_7$ 是保护继电器,其常开触点串接在曝光控制电路中。

(3)电路分析:摄影或胃肠摄影时,按下曝光手闸,预备继电器 $JC_2$ 或胃肠摄影预备继电器 $JC_4$ 工作,延时继电器 $JC_6$ 线圈得电,定子绕组得电,旋转阳极开始旋转。$JC_6$ 线圈得电电路为:0V→$RD_4$→$JC_6$(线圈)→$JC_2$(常开)或 $JC_4$(常开)→130V。

若旋转阳极电路正常,$B_6$,$B_8$ 初级有额定电流流过,各自的次级产生相应的感应电压,分别经 $D_6$,$C_9$ 和 $D_7$,$C_{10}$ 整流和滤波后,在 $R_{38}$,$R_{39}$ 两端输出一较高电压,使 $D_8$,$D_9$ 截止。此时开关电路的工作电源经 $R_{40}$,$R_{41}$ 向电容器 $C_{11}$ 充电,其充电电路为:$D_{31}$(+)→$R_{46}$→$R_{41}$→$R_{40}$→$C_{11}$→$D_{31}$(−)。

当电容 $C_{11}$ 充电到一定电压时,$BG_3$,$BG_4$ 相继导通,$JD_7$ 工作,为控制电路中摄影高压接触器 $JC_3$ 线圈得电提供了条件,曝光可以进行。电容器的充电速度可以由 $R_{40}$ 进行调节,一般为 1.2s。

若旋转阳极启动不正常或没有达到规定转速,使启动电流或电压达不到额定值,则 $B_6$,$B_8$ 次级绕组输出的感应电压必然降低,a 或 b 端电位下降,使二极管 $D_8$ 或 $D_9$ 导通,从而使得电容器 $C_{11}$ 被旁路不能正常充电,$C_{11}$ 两端电压小于基准电压,$BG_3$,$BG_4$ 都处于截止状态,$JD_7$ 不工

作，曝光不能进行，起到保护 X 线管的目的。

(4)转子制动：摄影或胃肠摄影结束时，预备继电器 $JC_2$ 或胃肠摄影预备继电器 $JC_4$ 失电，常开触点打开，导致继电器 $JC_6$ 失电，其触点 $JC_6$(11,12)打开，$JC_6$(21,22)闭合，但 $JC_6$(23,24)尚需延时 6s 打开，此时运转绕组电路得电电路为：130V→$JC_6$(23,24)→$D_{32}$→$JC_6$(21,22)→$B_6$→$DD_2$(运转)→$RD_4$→0V。

由于 $D_{32}$ 使运转绕组获得一脉动直流电流，产生制动力矩，使旋转阳极立即停转。6s 后 $JC_6$(23,24)打开，电路恢复起始状态。

2. XG-200 型 200mAX 线机旋转阳极启动延时保护电路(继电器式)　电路如图 5-44 所示。

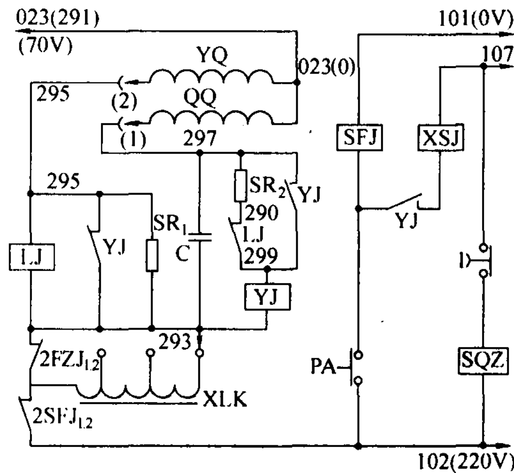
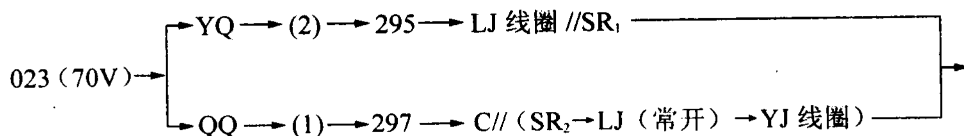



图 5-44　继电器式旋转阳极启动延时保护电路

(1)电路结构：该电路由启动保护电路和延时电路两部分组成。电路由下列部件组成，定子运转绕组 YQ；定子启动绕组 QQ；剖相电容 C；电流继电器 LJ，用来检测启动电流；电压继电器 YJ，用来检测启动电压；电抗器 XLK，使启动电压(150V)降为运转电压(60V)；分流电阻 $SR_1$，降压电阻 $SR_2$，分别保护 LJ，YJ 线圈在启动的瞬间不被烧坏。延时电路为集成电路延时器(JSB-10)，但电路中未绘出，而以继电器 XSJ 取代。

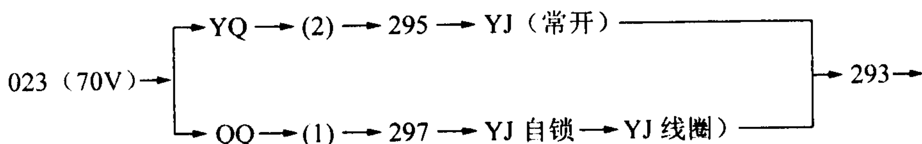
(2)电路分析：按下摄影手开关，摄影辅助继电器 SFJ 得电，其常开触点 $2SFJ_{1,2}$ 闭合，接通启动电路电源(150V)，定子绕组 YQ 经由 102→$2SFJ_{1,2}$→$2FZJ_{1,2}$→LJ→295→YQ→023 得电，如 YQ 无短路或断路，电流继电器 LJ 工作，其常开触点闭合，使旋转阳极电压继电器 YJ 线圈并联于剖相电容器 C 上，同时旋转阳极启动绕组 QQ 经由 102→$2SFJ_{1,2}$→291→$2FZJ_{1,2}$→293→C→QQ→023 得电。如 QQ 及 C 无短路或断路，旋转阳极开始启动。随着启动速度的增加，电压继电器线圈 YJ 两端电压升高，待电压达到额定值时，继电器 YJ 经降压电阻 $SR_2$ 得电，其两对常开触点将 LJ 线圈、电阻 $SR_1$，$SR_2$ 短路，同时 YJ 自锁。此时 YQ 支路及 QQ 与 C 串联的支路，并联在 102 和 023 上，工作电压为 150V。延时电路(继电器 XSJ)经 0.8s 后工作，其常开触点 XSJ 闭合，使辅助继电器 FZJ 线圈得电，触点 $2FZJ_{1,2}$ 打开，电路接入电抗器 XLK，使旋转阳极运转电压由 150V 降低至 60V 左右，以维持旋转，曝光才能够进行。

绕组 YQ 与 QQ 启动电路为：




293→2FZJ$_{1,2}$→2SFJ$_{1,2}$→102(220V)

绕组 YQ 与 QQ 正常运转电路为：




XLK→2SFJ$_{1,2}$→102(220V)

## 第七节　容量保护电路

该电路是为了防止操作者在选择摄影条件时超过 X 线管的额定负载而损坏 X 线管而采取的安全措施，多数 X 线机中均有 X 线管容量保护电路（又称 X 线管过载保护电路），这是从电路结构上采取的一种一次性预置保护。这种保护措施是防止 X 线管因一次负荷过大而导致 X 线管损坏的保护，对额定值内的多次累积性过载无效。对累积性过载问题，应根据 X 线管和管套的热容量特性，严格遵守该管的曝光间隔，以便让 X 线管冷却，这样才能确保 X 线管的安全。

X 线管容量即允许最大负载，是由该管的管电压、管电流、曝光时间决定的。所以，X 线管安全保护电路的设置与调整，是以 X 线管瞬时功率曲线和表格为依据的（见第 2 章 X 线管的负荷特性曲线），每次摄影所选择的管电压、管电流、曝光时间都必须落在瞬时功率曲线之下，绝不允许落在曲线以上。如果落在曲线以上，保护电路就要动作，自动阻止曝光，并有过载显示。

个别小型 X 线机未设置容量保护电路，而在说明书中列出了最大容量规格表，选择条件时不能超过表中提供的数据。

### 一、$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机容量保护电路

**（一）电路结构**

$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机容量保护电路如图 5-45 所示，它由信号输入电路和开关电路两部分组成。

1. **信号输入电路**　由空间电荷抵偿变压器次级的一个独立绕组 $B_{10}$(3，4)，毫安选择器 $XK_{1\text{-}200}$，降压电位器 $R_{30}$～$R_{35}$ 和 $R_4$、时间选择器 $XK_{2\text{-}100}$～$XK_{2\text{-}300}$ 和整流器（$D_{11}$，$C_4$）等组成。由于空间电荷抵偿变压器 $B_{10}$ 的初级与高压变压器初级相并联，且随摄影管电压的改变而改

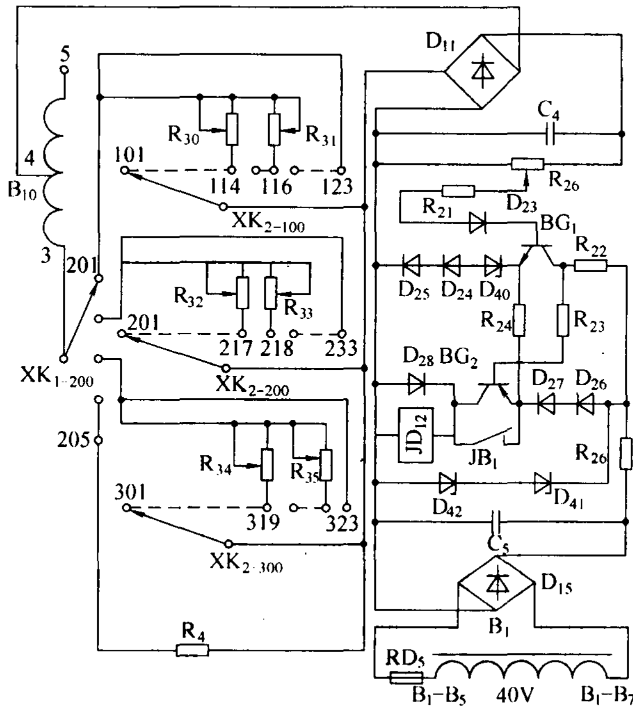


图 5-45 $F_{30}$-ⅡF型X线机容量保护电路

变，其次级感应电压的大小就反映了摄影管电压的高低。此电压通过 $XK_{1\text{-}200}$（30～200mA 任意一档）、$R_{30}$～$R_{35}$ 和 $R_4$，$XK_{2\text{-}100}$～$XK_{2\text{-}300}$ 任意一档后，经硅桥 $D_{11}$ 和电容 $C_4$ 整流滤波后变为直流电压，加到 $R_{26}$ 上作为开关电路的输入信号。因此，该信号受管电压、管电流、曝光时间三参量的联合控制，也反映了三参量的制约关系。只要预置条件超出额定值时，信号电压将大于临界导通电压，使开关电路导通，推动过载保护继电器 $JD_{12}$ 工作，连接在控制电路中的 $JD_{12}$ 的常闭触点打开，从而使得曝光不能进行，起到一次性容量限制的作用。

2. **开关电路** 由晶体三极管 $BG_1$，$BG_2$ 等组成。它是由电源变压器独立绕组 $B_1$ 产生 40V 交流电压，经整流器（$D_{15}$，$C_5$）整流和滤波，稳压管 $D_{41}$，$D_{42}$ 稳压后作为开关电路的工作电源，然后再经 $R_{24}$ 和稳压管 $D_{40}$ 进行二次稳压，作为三极管 $BG_1$ 发射极基准电压，二极管 $D_{24}$，$D_{25}$ 作温度补偿，因为 $D_{40}$ 稳压管具有负温度系数，温度升高时其正向电压降会略微升高。而二极管具有正温度系数，即温度上升时其正向压降减小，从而补偿了温度上升引起的基准电压变化，使基准信号稳定不变。$D_{26}$ 和 $D_{27}$ 是为了使 $BG_2$ 发射极获得一基础电位，保证 $BG_2$ 工作在合适的静态工作点上，继电器能够可靠的工作。$D_{28}$ 是为防止继电器由导通转为截止时，线圈产生的反电动势对 $BG_2$ 的冲击。$R_{21}$ 为限流电阻，$D_{23}$ 为 $BG_1$ 基极提供保护。$JD_{12}$ 为控制继电器，其常闭触点接于曝光控制电路，常开触点接于过载指示灯电路。

**（二）工作原理**

1. **安全范围内** 当摄影条件在安全范围以内时，$R_{26}$ 上输出的信号电压小于基准电压，二极管 $D_2$ 截止，三极管 $BG_1$，$BG_2$ 也处于截止状态，继电器 $JD_{12}$ 不得电，触点 $JD_{12}$（5，7）闭合，$JD_4$

线圈可以得电，曝光可以正常进行。

2. 安全范围外　当摄影条件超出安全范围时，$R_{26}$上输出的信号电压大于基准电压，三极管 $BG_1$、$BG_2$导通，继电器 $JD_{12}$得电，触点 $JD_{12}$(5,7)打开，$JD_4$不工作，摄影高压接触器 $JC_3$的得电回路被切断，曝光无法进行，从而达到保护的目的。同时过载指示灯亮，发出过载指示。

$JD_{12}$线圈得电电路为：$D_{15}$(+)→$R_{26}$→$D_{26}$→$D_{27}$→$BG_2$发射极→$BG_2$集电极→$JD_{12}$(线圈)→$D_{15}$(—)。

## 二、XG-200 型 X 线机容量保护电路

### (一)电路结构

如图 5-46 所示，过载保护继电器 GBJ 有一对常开触点连接在高压接触器 SC 的得电回路中。当继电器 GBJ 得电时，GBJ 继电器的常开触点闭合，SC 可以得电，曝光可以进行；当继电器 GBJ 不得电时，其常开触点断开，SC 线圈无法得电，曝光无法进行。GBJ 的得电与否受容量保护电路控制。

容量保护电路是利用两个 2DW7 稳压管和两个 1.5kΩ 电阻，组成“电压对比桥”。变压器 KB 的初级与高压变压器初级相并联，其次级输出电压与摄影管电压成正比，该电压经硅桥整流，电容滤波后提供一个带有“kV 信息”的直流信号，再通过限时保护继电器($SJ_1$～$SJ_5$)的触点、毫安选择器(其中之一)，在相应的电阻($R_{11}$～$R_{24}$)分压后，又加进了管电流和曝光时间的信息，把这个与管电压、管电流、曝光时间有一定联系的信号送入电压对比桥 A，B 两端，由 C，D 两端电位的变化来控制三极管 3DK4B 的导通与截止。

### (二)工作原理

1. 当 $U_{AB}=10V$　A，B 两端输入电压为 10V 时，C，D 两点的电位关系是 $U_C>U_D$，三极管 3DK4B 导通，GBJ 得电，曝光可以进行。

2. 当 $U_{AB}=12V$　A，B 两端输入电压为 12V 时，因稳压管压降为 6V，C，D 两点的电位关系是 $U_C=U_D$，3DK4B 因不具备导通条件而截止，GBJ 不得电，曝光不可以进行。

由此可见，电桥输出电压随着输入电压改变，即随管电压、管电流、曝光时间而改变，使 C，D 两点间的电位发生变化，三极管 3DK4B 随之导通或截止，从而控制过载保护继电器 GBJ 是否工作，使 X 线管得到相应的保护。图中，接在 3DK4B 发射极与基极之间的 $2CP_{12}$二极管，是为了防止电桥 D 端为反相正电压时损坏 3DK4B 而设置的；GBJ 线圈两端并联一个二极管，为 GBJ 继电器失电时产生的感应电动势提供一个放电回路，以免 3DK4B 受损；GDJ 线圈两端并联一个 R，C，用于 RC 充放电延时，使 GDJ 线圈电压维持一定时间。当过载时，GDJ 线圈得到 0，11 之间的 24V 直流电压，GDJ 线圈受自身常闭触点 $GDJ_2$的控制而断续工作，使控制器指示灯闪烁发光并发出轻微啸叫声，表明机器过载。

(1)当 X 线机不过载时：此时过载保护继电器 GBJ 线圈得电，其得电电路为：11→GBJ(线圈)→3DK4B 集电极→3DK4B 发射极→$2CP_{12}$→0V，此时 GDJ 不工作，过载指示灯不亮。

(2)当 X 线机过载时：此时过载保护继电器 GBJ 不得电，控制器上过载指示灯闪烁亮。GDJ 线圈的得电电路为：11→$GBJ_2$(常闭)→$GDJ_2$(常闭)→GDJ(线圈)→0V。

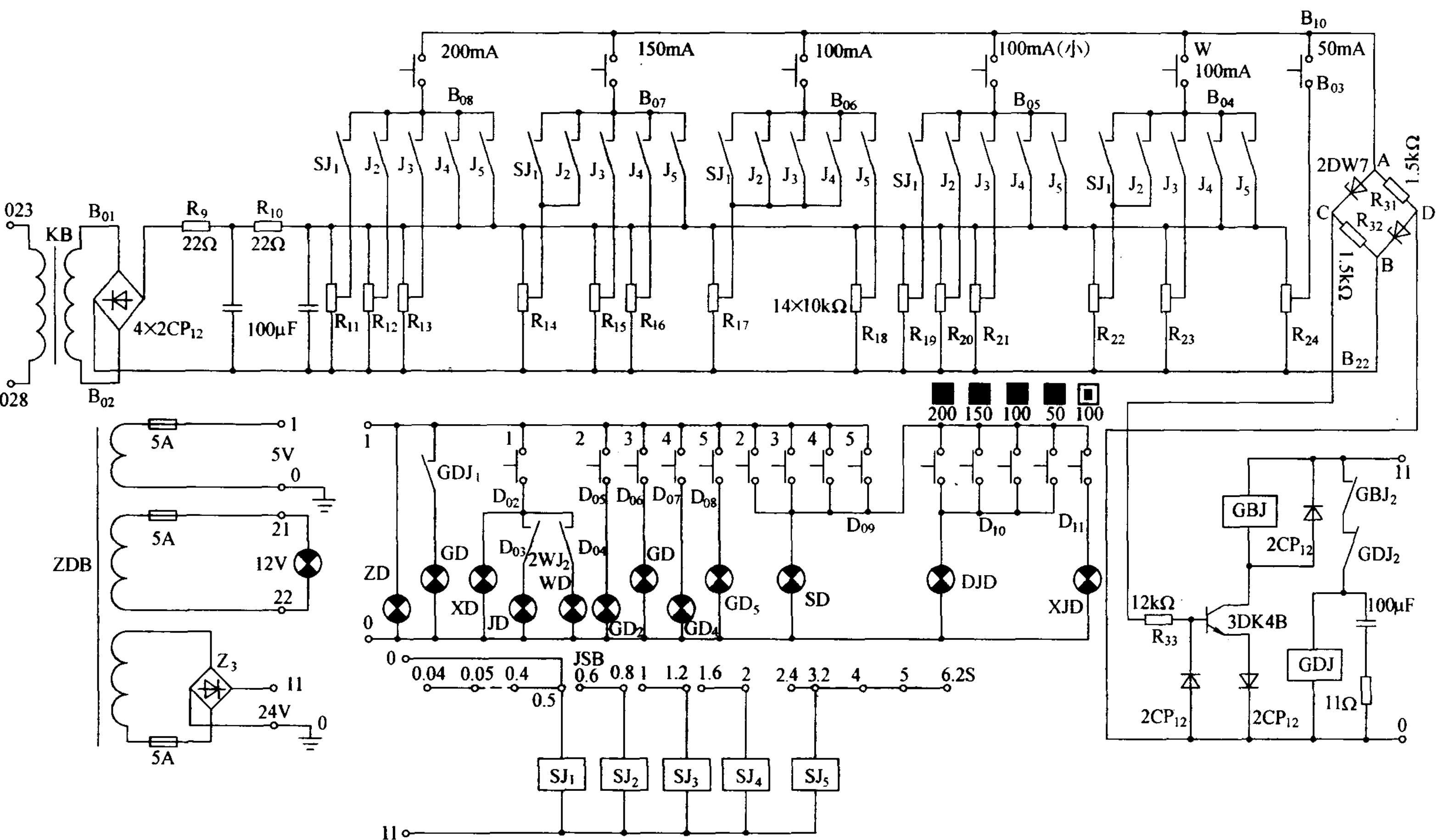



图 5-46　XG-200 型 X 线机容量保护电路

## 第八节　曝光控制电路

控制电路是按照临床技术要求，来控制X线的发生和停止，并能协同某些机械动作的综合性电路。一般有透视、胃肠摄影、普通摄影、滤线器摄影、体层摄影、双向血管摄影等。由于它是一种综合电路，涉及的元器件和电路较多，X线机的绝大部分故障都将反映到控制电路的某一环节，所以掌握X线机控制电路的正常工作程序对检修X线机是十分重要的。不同控制电路的基本控制方式有所不同。

透视控制基本的方式较为简单，一般是用交流接触器的触点来控制高压初级的通断，从而控制高压的发生与停止。交流接触器受控于脚闸或手闸。其基本的控制程序是：脚闸或手闸按下后→透视高压接触器得电→高压变压器初级得电电路接通→X线发生；松开脚闸或手闸→透视高压接触器失电→高压变压器初级得电电路断开→X线停止。

摄影控制电路原理较为复杂，一般中型以上X线机都采用旋转阳极X线管，其基本的控制程序是：在预置摄影条件和技术选择之后，按下摄影手闸→摄影预备继电器工作→旋转阳极开始启动，X线管灯丝增温，各测量仪表和部分电路进行切换→延时电路开始启动延时功能，0.8～1.2s之后→高压变压器初级得电电路和限时电路接通→曝光开始，同时继电器式旋转阳极启动电路运转线圈由启动电压切换为运转电压，限时电路开始计时→到达预定的曝光时间→由限时器间接地切断高压变压器初级的得电回路→曝光结束→松开手闸→所有电路恢复到起始状态。

胃肠摄影控制电路完成的功能是，在透视过程中发现有诊断价值的病灶时，适时进行拍片记录。其基本的控制程序是：拉动送片手柄送片→有关控制电路由透视状态转换到摄影状态→小焦点切换到大焦点，若有旋转阳极则旋转阳极开始旋转，同时将胃肠摄影有关机械装置锁止→按下胃肠摄影曝光按钮→旋转阳极启动完毕→高压变压器初级得电电路和限时电路接通→曝光开始并开始计时→到一定时间→曝光结束→松开曝光按钮，胃肠摄影结束→退回送片手柄，电路恢复原来状态。

### 一、$F_{30}$型X线机控制电路

**（一）电路结构**

图5-47是$F_{30}$型30mAX线机的控制电路，$K_3$是技术选择开关。1J是高压接触器，它是摄影与透视共用的，受手按计时器或脚闸控制。2J为胃肠摄影预备继电器，受胃肠摄影转换开关$K_4$控制。

**（二）电路分析**

1. *透视控制电路*　$K_3$置于透视位，踩下脚开关，高压接触器1J线圈得电，1J得电电路为：0V→$Zu_4$③→$TO_4$③→脚开关→$TO_4$④→$Zu_4$④→$K_{3-1}$→$2J_3$（常闭）→1J（线圈）→220V。

2. *摄影控制电路*　$K_3$置于摄影位，按下手按计时器，1J工作，1J线圈得电电路为：0V→$Zu_5$①→$TO_5$①→手按计时器→$TO_5$②→$Zu_5$②→$K_{3-1}$→$2J_3$（常闭）→1J（线圈）→220V。

3. *胃肠摄影控制电路*

（1）预备电路：转换开关$K_4$闭合，2J工作，常开触点闭合，接通摄影控制电路。2J线圈得电电路为：0V→$Zu_3$①→$TO_3$①→$K_4$→$TO_3$②→$Zu_3$②→2J（线圈）→220V。

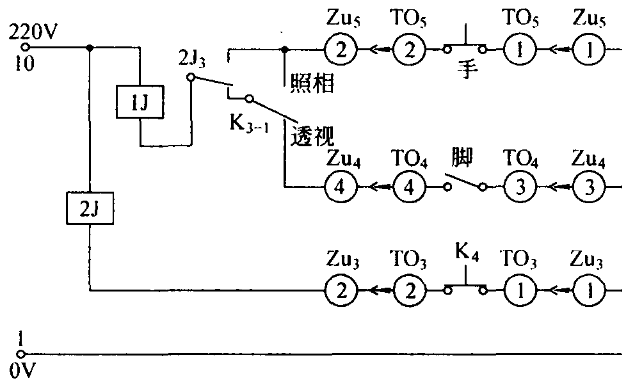



图 5-47 $F_{30}$型 30mAX 线机控制电路

(2)摄影控制电路:2J 工作后,按下手按计时器,1J 线圈得电,接通高压变压器初级得电电路,X 线发生。1J 线圈得电电路为:0V→$Zu_5$①→$TO_5$①→手按计时器→$TO_5$②→$Zu_5$②→$2J_3$(常开)→1J(线圈)→220V。

## 二、$F_{30}$-ⅡF 型 200mAX 线机控制电路

### (一)透视控制电路

1. 电路结构 图 5-48 是 $F_{30}$-ⅡF 型 200mAX 线机的透视控制电路,图中 $JC_1$ 为透视高压接触器,$AN_6$ 是透视手开关,$K_6$ 是透视脚开关。$JC_2$(27,28)是透视摄影交换继电器的常闭触点,按下摄影手开关,则 $JC_2$ 线圈得电,该触点断开,以防透视摄影控制电路互相干扰。$K_1$ 为胃肠摄影透视转换开关,它们在透视状态下闭合,在普通摄影或胃肠摄影时断开,防止透视与胃肠摄影控制电路相互干扰。

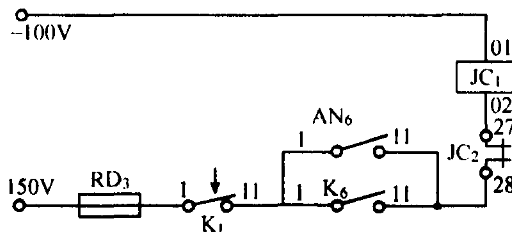



图 5-48 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机透视控制电路

2. 电路分析 技术选择按钮在“台控点片”位。踩下脚开关 $K_6$ 或按下透视手开关 $AN_6$,$JC_1$ 线圈得电,高压变压器初级接通,X 线发生。透视高压接触器 $JC_1$ 的得电电路为:−100V→$JC_1$(01,02)→$JC_2$(27,28)→$AN_6$(11,1)或 $K_6$(11,1)→$K_1$(11,1)→$RD_3$→+150V。

### (二)普通摄影控制电路

1. 电路结构 该电路是由两档手闸电路和普通摄影控制电路组成。图 5-49 是 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机的两档手闸电路,由摄影手闸 $AN_4$,胃肠摄影摄影按钮 $AN_5$,继电器 $JD_8A$,$JD_8B$,桥式整流器 $D_{56}$,电容 $C_{17}$ 等组成。图 5-50 是 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机普通摄影控制电路,由摄影高压

接触器 $JC_3$，透视摄影交换继电器 $JC_2$，中间继电器 $JC_8$ 等组成。

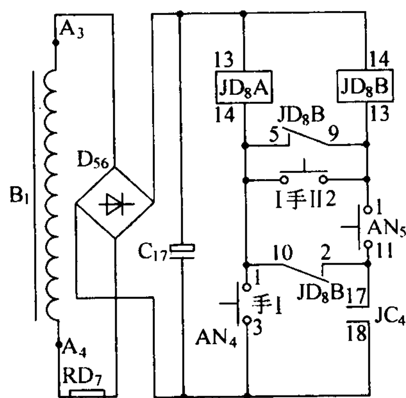


图 5-49 $F_{30}$-ⅡF型X线机的两档手闸电路

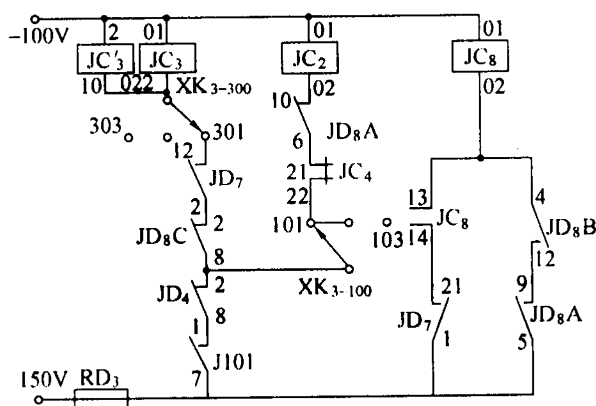


图 5-50 $F_{30}$-ⅡF型X线机普通摄影控制电路

2. 电路分析

(1)两档手闸电路：自耦变压器 $B_1$ 的独立绕组提供 24V 交流电压，再经桥式整流器 $D_{56}$ 全波整流、电容 $C_{17}$ 滤波后成为直流电压。摄影时按下摄影手闸 $AN_4$ Ⅰ 档，继电器 $JD_8A$ 得电，$JD_8A$ 得电电路为：$D_{56}(+)\rightarrow JD_8A(13,14)\rightarrow AN_4(1,3)\rightarrow D_{56}(-)$。

按下摄影手闸 $AN_4$ Ⅱ 档时，继电器 $JD_8B$ 得电，$JD_8B$ 得电电路为：$D_{56}(+)\rightarrow JD_8B(14,13)\rightarrow AN_4(2,1)\rightarrow AN_4(1,3)\rightarrow D_{56}(-)$。

此时 $JD_8B(5,9)$ 闭合而自锁。

(2)普通摄影控制电路：普通摄影时，将摄影方式选择开关 $XK_3$ 置于“台控点片”位置。如果在容量范围以内，$JD_{12}$ 不工作，按下手闸 $AN_4$ Ⅰ 档，$JD_8A$ 得电，其常开触点(5,9)闭合，$JD_8B$ 不得电，其常闭触点(4,12)闭合，从而导致 $JC_8$ 线圈得电，$JC_8$ 得电电路为：$-100V\rightarrow JC_8(01,02)\rightarrow JD_8B(4,12)\rightarrow JD_8A(9,5)\rightarrow RD_3\rightarrow +150V$。

继电器 $JC_8$ 得电，其触点(13,14)闭合而自锁，$JC_8(11,12)$ 及 $JC_8(15,16)$ 闭合，分别引起

$JD_4$、$J_{101}$得电，使触点$JD_4(2,8)$、$J_{101}(1,7)$闭合，透视摄影交换继电器$JC_2$得电，则X线机由透视条件自动切换至选定的摄影条件，$JC_2$线圈得电电路为：$-100V \to JC_2(01,02) \to JD_8A(10,6) \to JC_4(21,22) \to XK_{3\text{-}100} \to JD_4(2,8) \to J_{101}(1,7) \to RD_3 \to +150V$。

同时继电器$JC_6$得电，X线管阳极启动，1.2s延时后，保护继电器$JD_7$得电，使触点$JD_7(12,2)$闭合，$JD_7(21,1)$打开，完成摄影预备。按下手闸$AN_4$Ⅱ档后，因为$JD_8B(4,12)$打开，使$JC_8$线圈失电。又因$JD_8B(7,11)$闭合，引起$JD_8C$得电，使$JD_8C(2,8)$闭合，摄影高压接触器$JC_3$得电，曝光开始。$JC_3$线圈得电电路为：

$-100V \to JC_3(01,02) \to XK_{3\text{-}300} \to JD_7(12,2) \to JD_8C(2,8) \to JD_4(2,8) \to J_{101}(1,7) \to RD_3 \to +150V$。

曝光开始，$C_3$充电，至预置的限时时间，继电器$JD_4$失电，导致摄影高压接触器$JC_3$释放，曝光终止。与此同时$JC_2$失电，使$JC_6$释放，经6s的制动力矩，阳极停止转动。

曝光结束后，立即按下手闸$AN_4$Ⅰ档，由于电路原因旋转阳极不转动，则$JD_7$不得电，此时即使按下手闸$AN_4$Ⅱ档，摄影也无法进行。防止连续曝光，从而起到了保护X线管的作用。

**（三）胃肠摄影控制电路**

1. **电路结构** 图5-51是$F_{30}$-ⅡF型X线机胃肠摄影控制电路。该电路在普通摄影控制电路的基础上，增加了胃肠摄影预备继电器$JC_4$，透视胃肠摄影转换开关$K_1$等。

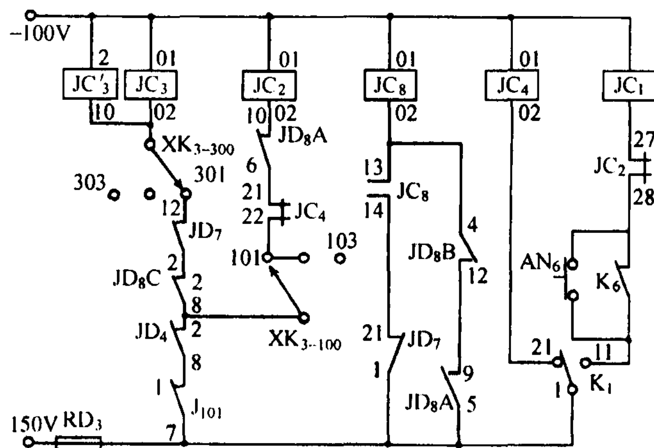



**图5-51 $F_{30}$-ⅡF型X线机胃肠摄影控制电路**

2. **电路分析** 胃肠摄影时，摄影方式选择开关置于“台控点片”位置。如果在容量范围内，$JD_{12}$不得电。当从右往左拉动暗盒架手把时，$K_1(1,11)$断开，切断透视高压接触器线圈$JC_1$得电回路，同时$K_1(1,21)$闭合，使继电器$JC_4$线圈得电，$JC_4$线圈得电电路为：$-100V \to JC_4(01,02) \to K_1(21,1) \to RD_3 \to +150V$。

继电器$JC_4$得电，使$JC_6$、$JD_8A$、$JC_8$得电，X线机由透视状态切换到选定的胃肠摄影状态。按下胃肠摄影按钮$AN_5$（曝光结束后松开）时，继电器$JD_8B$得电使继电器$JC_8$释放，最后$JC_3$得电开始曝光，经预定曝光时间后，曝光终止。此时因$JC_4$仍吸合，故$JC_6$不释放，X线管阳极继续旋转。胃肠摄影完毕把暗盒夹退回最右端，$K_1(1,21)$断开，$K_1(1,11)$闭合，$JC_4$和$JC_6$相继失电，X线管阳极制动，电路恢复到透视状态。

**(四)滤线器摄影控制电路**

1. **电路结构** 图 5-52 是 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机滤线器摄影控制电路，该电路结构与普通摄影电路基本相同，只是增加了滤线栅振动控制电路，ZL 为吸引滤线栅的电磁线圈。

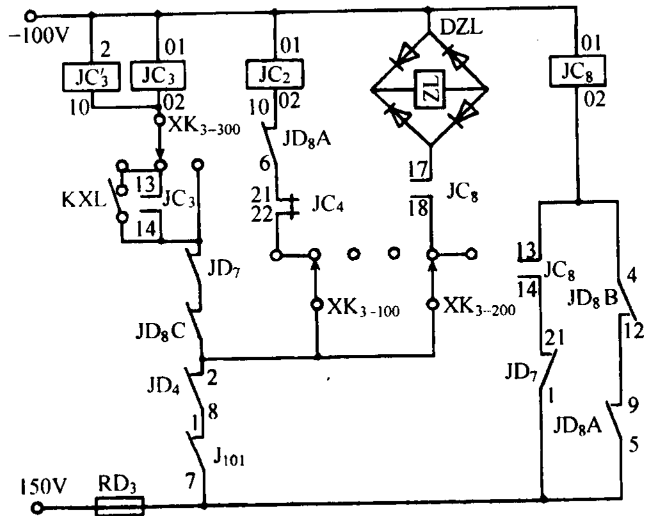
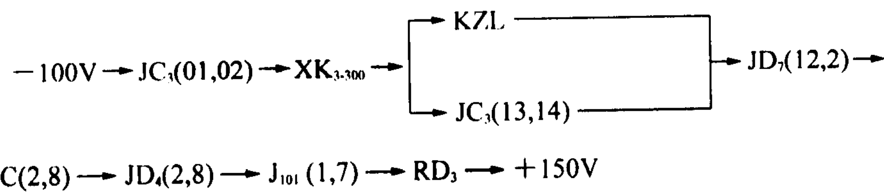



图 5-52 $F_{30}$-ⅡF 型 X 线机滤线器摄影控制电路

2. **电路分析** 滤线器摄影时，摄影方式选择开关 $XK_3$ 置于“滤线器”位置。如果在容量范围内，$JD_{12}$ 不吸合。当按下手闸Ⅰ档后，电路工作过程与普通摄影相同外，电磁线圈 ZL 得电，将滤线栅吸至一侧，压迫板簧积蓄能量，并将触点 KZL 压开，电路完成滤线器摄影准备工作。ZL 得电电路为：$-100V \rightarrow ZL \rightarrow JC_8(17,18) \rightarrow XK_{3\text{-}200} \rightarrow JD_4(2,8) \rightarrow J_{101}(1,7) \rightarrow RD_3 \rightarrow 150V$。

此时继电器 $JC_2$ 吸合，X 线管灯丝增温，$JC_6$ 得电，X 线管阳极启动旋转，经 1.2s 延时后 $JD_7$ 得电，其触点(12,2)闭合。按下手闸 $AN_4$ Ⅱ档，$JC_8$ 释放，ZL 失电，滤线栅被释放，在板簧的作用下做往返减幅运动，同时 KZL 闭合使高压接触器 $JC_3$ 得电，曝光开始。$JC_3$ 得电电路为：




$JC_3(13,14)$触点闭合而自锁。经一定限时后，摄影终止，X 线管阳极停止转动。

## 三、XG-200 型 200mAX 线机控制电路

**(一)透视及胃肠摄影控制电路**

1. **透视及胃肠摄影电路** 图 5-53 是 XG-200 型 200mAX 线机透视、胃肠摄影、普通摄影和滤线器摄影控制电路。

(1)透视控制电路：透视时按下技术选择按钮 GSA1 和毫安选择按钮 MSA(5mA)。合上

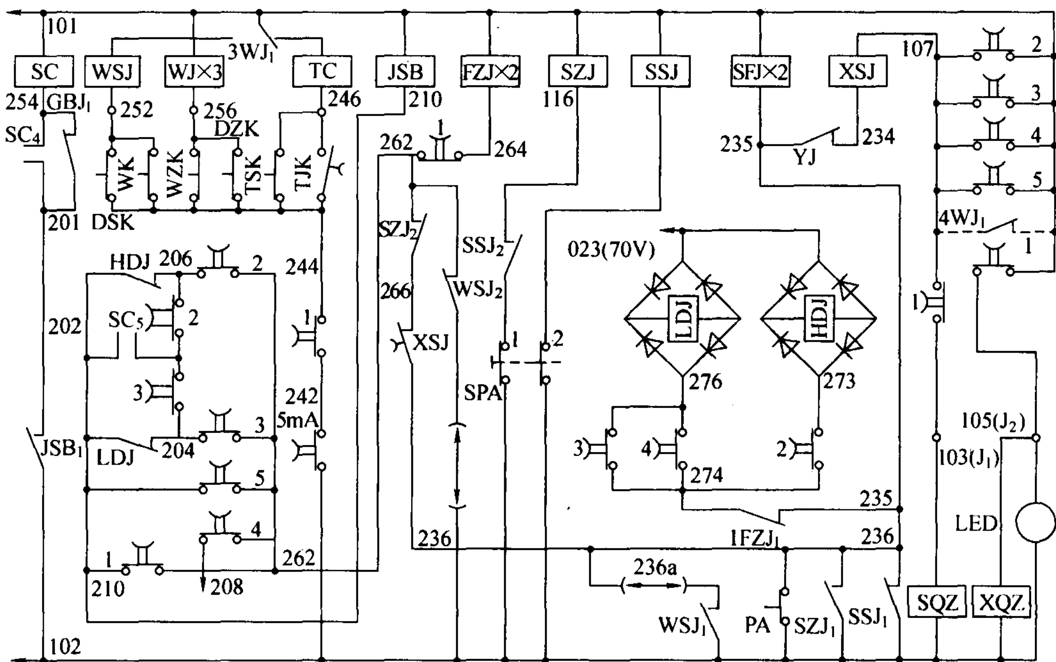


图5-53　XG-200型X线机透视、胃肠摄影、普通摄影和滤线器摄影控制电路

透视脚开关TJK或闭合荧光屏架上的透视手开关TSK，透视接触器TC线圈得电。TC线圈得电电路为：101→$3WJ_1$(常闭)→TC(线圈)→246→TJK(或TSK)→244→$GSA_1$→242→MSA(5mA)→102。

(2)胃肠摄影控制电路：胃肠摄影时，当拉动暗盒架手把进行送片时，胃肠摄影预备开关WZK闭合(原为压开状态)，胃肠摄影预备继电器WJ线圈得电，触点$3WJ_1$转换，切断透视接触器TC线圈得电电路。待片夹送至终端后，压合胃肠摄影曝光开关WK，胃肠摄影继电器WSJ线圈得电，其触点$WSJ_2$闭合，引起摄影时间继电器JSB得电，其常开触点$JSB_1$闭合。同时在正常情况下，过载保护继电器GBJ保持有电，其常开触点$GBJ_1$闭合，摄影接触器SC工作，曝光开始，通过$SC_4$自锁。

从荧光屏左侧送片长槽内插入装有大尺寸胶片的暗盒时，则大片摄影预备开关DZK闭合，胃肠摄影预备继电器WJ线圈得电，按下大片摄影曝光按钮DSK，胃肠摄影预备继电器WSJ线圈得电，电路动作序列同上。

①胃肠摄影预备继电器WJ线圈得电电路为：101→WJ(线圈)→256→WZK(或DZK)→244→$GSA_1$→242→MSA(5mA)→102。

②胃肠摄影继电器WSJ线圈得电电路为：101→$3WJ_1$(常开)→WSJ(线圈)→252→WK→244→$GSA_1$→242→MSA(5mA)→102。

③摄影时间继电器JSB线圈得电电路为：101→JSB→210→$GSA_1$→262→$WSJ_2$(常开)→102。

④摄影高压接触器SC线圈得电电路为：101→SC(线圈)→254→$GBJ_1$($SC_4$自锁)→202→$JSB_1$(常开)→102。

2. 普通摄影和滤线器摄影控制电路

(1)普通摄影控制电路:普通摄影时,按下技术选择 GSA5,再按下曝光按钮 PA,则摄影辅助继电器 SFJ×2 得电,其触点 $2SFJ_{1,2}$闭合,上 X 线管旋转阳极启动运转,YJ 闭合,延时继电器 XSJ 得电,其触点经 0.8s 后闭合,上 X 线管旋转阳极正常启动完毕。摄影时间继电器 JSB 得电,其触点 $JSB_1$闭合,摄影接触器 SC 线圈得电。

SPA 是速摄曝光手开关,按下 SPA 第一档,速摄预备继电器 SZJ 线圈得电,使 $SZJ_1$闭合,相当于按下 PA,但由于 $SZJ_2$打开,使得 0.8s 后 JSB 不能工作,只有当进一步按下 SPA 时,SSJ 线圈得电,触点 $SSJ_2$断开,使得 SZJ 线圈失电,触点 $SSJ_1$的闭合代替了 $SZJ_1$,$SZJ_2$回到常闭位置,从而接通 JSB 线圈得电回路,进行速摄工作。

①摄影辅助继电器 SFJ×2 得电电路为:101→SFJ×2(线圈)→236→PA→102。

②延时继电器 XSJ 得电电路为:101→$GSA_5$→XSJ(线圈)→234→YJ(常开)→PA→102。

③摄影时间继电器 JSB 线圈得电电路为:102→PA→236→XSJ→266→$SZJ_2$→262→$GSA_5$→210→JSB(线圈)→101。

④摄影高压接触器 SC 线圈得电电路为:102→$JSB_1$→202→[$GBJ_1$ / $SC_4$]→SC(线圈)→101。

(2)立柱 X 线管滤线器摄影电路:按下技术选择 GSA3,再按下曝光按钮 PA,摄影辅助继电器 SFJ×2 工作,上 X 线管阳极启动旋转,YJ 闭合,XSJ 得电,其触点延时 0.8s 闭合。按下曝光按钮的同时,滤线器线圈 LDJ 经由辅助继电器常闭 $1FZJ_1$以及整流元件得电,将滤线栅拉至一端,此时滤线器机件顶开常闭触点 LDJ,由于延时触点 XSJ 的闭合,辅助继电器 FZJ×2 得电,常闭触点 $1FZJ_1$打开,滤线器线圈 LDJ 断电,滤线器被释放开始振动,LDJ 常闭触点闭合,致使时间继电器 JSB 得电,SC 线圈得电曝光。为了避免滤线器在振动过程中顶开 LDJ 常闭触点,造成限时系统断续通电,所以在 LDJ 常闭触点两端并联了摄影接触器 SC 的辅助触点 $SC_5$,以达到自锁之目的。

①摄影辅助继电器 SFJ×2 得电电路同前。

②延时继电器得电电路同前。

③辅助继电器 FZJ×2 得电电路为:102→PA→236→XSJ→$SZJ_2$→262→$GSA_1$→264→FZJ(线圈)→101。

④滤线器线圈 LDJ 得电电路为:102→PA→236→$1FZJ_1$→274→$GSA_3$→LDJ(线圈)→023(70V)。

⑤摄影时间继电器 JSB 得电电路为:102→PA→236→XSJ→266→$SZJ_2$→262→$GSA_3$→204→LDJ(常闭)→210→JSB→101。

⑥摄影高压接触器 SC 线圈得电电路参阅普通摄影。

电动诊视床立柱 X 线管滤线器摄影电路的动作顺序与上述过程相似。按下技术选择钮 $GSA_2$时,电路由 102→PA→236→$1FZJ_1$→274→$GSA_2$→273→HDJ(线圈)→023。此电路工作电压为 150V。

普通 X 线机体层摄影,基本被 CT 等数字影像设备取代,故本节未讨论体层摄影控制电路。

# 第九节　曝光量自动控制电路

在三钮制控制 X 线机主机系统中，每次摄影都必须重复地分别调节三个参量：管电流（mA）、管电压（kV）、曝光时间（s）。其中管电压决定 X 线影像的对比度，管电流与曝光时间的乘积决定影像的密度和清晰度。

而在单钮制控制主机系统中，采用自动曝光控时。自动曝光摄影时，只需根据被摄影部位厚度选定 kV 值，在 X 线通过被照物体，达到胶片上所需的感光剂量（即胶片密度）后，曝光系统自动切断高压，停止曝光。自动曝光剂量是根据 X 线管负荷特性曲线，在充分发挥 X 线管效能的前提下，选择时间和管电流，即自动曝光控时电路是采用 mAs 限时电路。

自动曝光系统主要有两种不同形式的自动曝光控制，即以荧光效应控制的光电管自动曝光控时系统和通用范围较广的电离室自动曝光控时系统。

## 一、光电管自动曝光控时电路

**（一）基本原理**

光电管自动曝光控时系统充分利用了多级光电倍增管的光电效应：摄影时，X 线通过荧光屏与胶片后，由光电管转换成光电流，并给电容器充电。因光电管与胶片同时接受 X 线的照射，故光电流大小和电容器积累电荷的量决定于 X 线的辐射强度。当胶片感光量达到所需剂量时，电容器积累电荷量就立即推动控制系统相关部件而使 X 线曝光结束。

**（二）光电管自动曝光控时系统**

1. *电路结构*　图 5-54 为光电管自动曝光控时系统示意图。图中光电管 PH 被置于摄影暗箱中，受光学系统 P 的照射，X 线则通过荧光屏 S 和胶片 F，自动控时的执行元件为继电器 $RE_1$ 和 $RE_2$，$RE_1$ 为曝光继电器，$RE_2$ 为曝光终止继电器。

2. *电路分析*

（1）摄影曝光手闸 K 未压合前：三极电子管 V 的栅极由 $RE_1$ 的常闭触点短路通过 $R_1$ 电阻与阴极相连，阳极与阴极之间的电位差使其导通并产生电流，但冷阴极三极管 N 的启动阳极尚未达到使 N 管电离的程度，故 N 管所控继电器 $RE_2$ 不工作。此时启动阳极与阴极之间的电压 $U$ 等于低压直流电源 LDC 的电压 $E$ 减去 $R_2$ 上的电压降 $U_{R_2}$，即 $U=E-U_{R_2}$。

（2）压合摄影曝光手闸：继电器 $RE_1$ 得电，所控触点闭合。高压初级 H. T. P 得电，X 线曝光开始，同时 $RE_1$ 的常闭触点 3，4 打开，光电管 PH 接受 X 线辐射而产生光电流，电容器 C 被充电，C 充电电流方向使 V 管的栅极逐渐获得截止栅压，V 管导通产生的电流随之下降，即流过 $R_2$ 的电流下降引起电阻上的电压降 $U_{R_2}$ 也随之下降，由 $U=E-U_{R_2}$ 可知，N 管的启动阳极电位逐渐升高，待达到 N 管的电离电压时，N 管电离导通，$RE_2$ 得电而工作，其所控常闭触点打开，切断高压初级电路，X 线曝光停止。

如 X 线辐射量大时，荧光屏 S 获得较大的亮度，胶片 F 的感光速度也快，光电管 PH 产生的光电流也随之增大，电容器充电速率大，达到 N 管电离时间也短，曝光时间则短。反之，当 X 线辐射强度小时，则自动延长曝光时间。调节加于光电管各极之间的电压，能使光电管控时与所要求的胶片理想密度相适应。

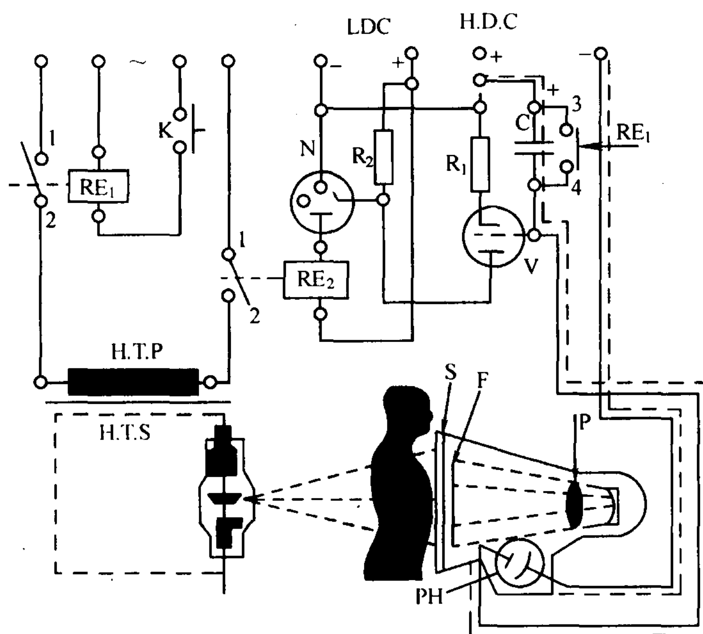



图 5-54 光电管自动曝光控时系统示意图

**(三)半导体光电自动曝光控时系统**

1. 电路结构 图 5-55 为半导体光电自动曝光控时电路原理图。$S_1$为摄影曝光手闸，$S_2$为零序曝光开关(当零相位时闭合)，$S_3$为关机开关，$RY_1$为曝光主令继电器，$RY_2$为曝光终止继电器、MC 为高压接触器。单结晶体管 $Q_1$，电阻 $R_1$，电容 $C_1$，比较器 $IC_1$，密度微调器 VR 和光电倍增管等组成信号采集电路。单结晶体管 $Q_2$，晶闸管 $Q_3$，$RY_2$，电阻 $R_6$和 $R_7$等组成曝光终止执行电路。

2. 电路分析

(1)摄影曝光手闸未闭合前：电容 $C_1$通过 $R_1$和 $RY_1$常闭触点接地，调整 $VR_1$使 $IC_1$的反相输入端②脚电位为零伏。因 $IC_1$为比较器，当反相输入端②脚为零、同相输入端③脚通过密度微调器 VR 选择加上一定的负电位时，⑥脚输出电位为负，所以 $Q_2$，$Q_3$不工作，继电器 RY2 不工作。

(2)摄影曝光手闸闭合后：继电器 $RY_1$工作，$Q_2$，$Q_3$加上电压，同时曝光控制信号接通，待零相位合闸控制接点 $S_2$闭合，则主接触器 MC 工作，X 线曝光开始，光电倍增管中有光电流流过，对电容器 $C_1$充电，充电电压极性是上负下正，使单结晶体管 $Q_1$负栅压越来越大，$Q_1$阻抗增大，$IC_1$的②脚电位由零向负电位方向增长。当这个电位比③脚电位低时，$IC_1$⑥脚输出电位反转为正，$Q_2$导通，$Q_3$导通，$RY_2$动作，接触器 MC 断电，曝光结束。

密度调整主要依靠改变 $IC_1$的同相输入端基准电压。另外，敏感度变化比较大时亦可用改变光电倍增管的阳极电压来完成密度调整。

目前，光电管自动曝光系统有了进一步发展，不再局限于应用在有暗箱的间接摄影技术中，而是通过一个称为"光电拾光器"的薄板状的检测装置，改变上述光电拾光器检测组件的位

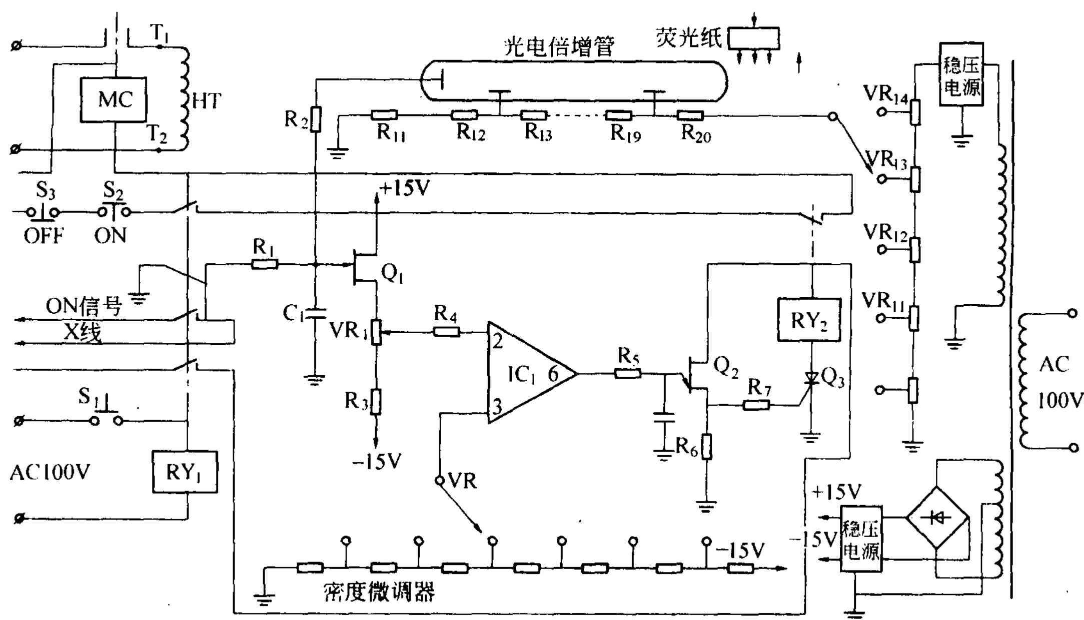



图 5-55 半导体光电自动曝光控时电路原理图

置,能使一台通用X线机进行各种部位的光电控时自动曝光摄影。图5-56为专用于肺部摄影的两个对称的光电拾光器控时原理图。

## 二、电离室自动曝光控时电路

### (一)基本原理

电离室自动曝光控时装置,是利用X线的电离作用:电离室内的气体被加上直流高压,空气作为绝缘介质并不导电;但当X线照射时,电离室内的气体被电离,产生离子。气体离子在强电场作用下,不断移动而达到两极板形成电离电流。电离电流的大小决定于X线辐射强度及其X线量子的能量。利用这一物理特性,将电离室置于人体与胶片暗盒之间,X线照射时,被人体吸收后的那部分X线,仍可电离室产生电离电流。此电离电流作为输入控制信号,待X线胶片达到X线胶片在达到理想密度时切断曝光。

它比光电管自动曝光系统的应用范围广泛,在诊断X线机的摄影中几乎都可采用。

### (二)电离室自动曝光控时系统

1. 电路结构 图5-57为简单的电离室自动曝光控时原理示意图。K为摄影曝光手闸,$S_1$,$S_2$为曝光指令继电器、$S_3$为曝光终止指令继电器,ION为电离室、FC为摄影胶片暗盒,V为电子三极管,C是电容器、$R_1$为胶片密度调节器。

2. 电路分析

(1)摄影准备阶段:V管的静态工作状态是高压直流电源使电容器C经$S_2$的常闭触点充电,其极性是上负下正,使V管栅极与阴极之间电压达到一定的负值,保证V管截止,继电器$S_3$线圈不得电。

(2)摄影曝光手闸压合后:继电器$S_1$,$S_2$同时得电工作,$S_1$所控常开触点闭合,高压变压器

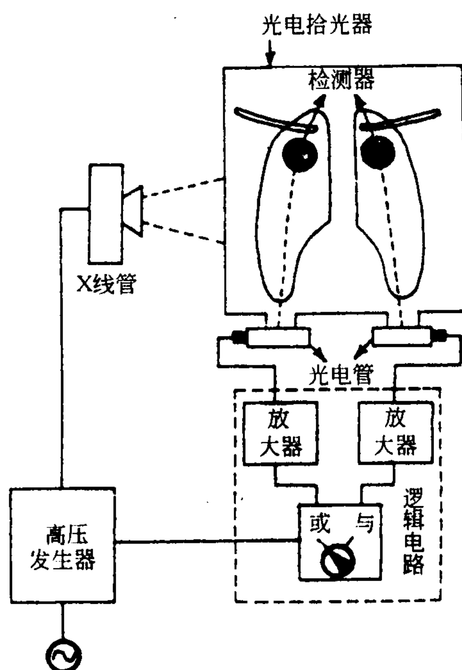



图 5-56 用于肺部摄影的光电控时原理图

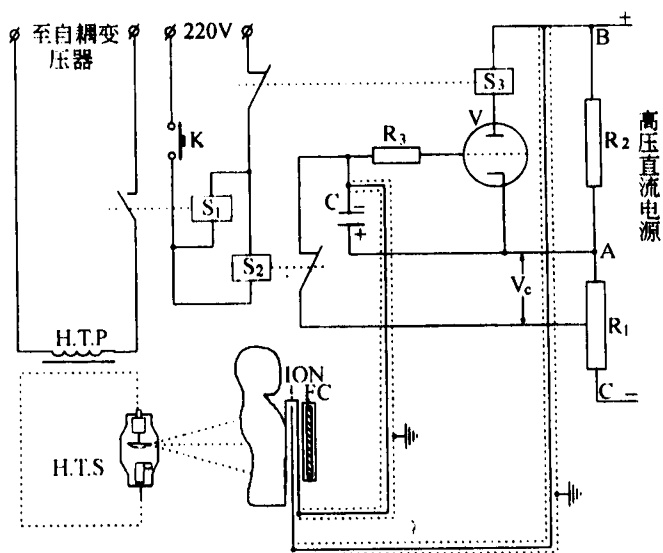



图 5-57 电离室自动曝光控时原理示意图

得电，X线曝光开始；$S_2$所控的常闭触点打开，切断C的充电电路，与此同时，X线穿过人体后，使电离室的气体电离，电离电流使C放电，V管栅极与阴极之间电压逐渐降低，待降至一定值后，V管导通，继电器$S_3$得电，打开其所控常闭触点后，$S_1$，$S_2$同时断电，高压初级H. T. P断

路，X线曝光终止。电容器放电电流大小正比于X线辐射强度。调节电阻$R_1$能改变电容器原始充电电压Uc，因而在电离室工作时，相应地改变C的放电时间，故$R_1$称胶片密度调节器。

由图5-57可以看出，当X线辐射强度大时，电离电流大，电容器C的放电速率也大，达到V管导通的所需时间短，曝光时间则短；反之，如X线辐射强度小，电离电流小，电容器C的放电速率小，达到V管导通的所需时间长，X线曝光时间则长。

将电离室置于人体与胶片暗盒FC之间，而不置于胶片暗盒之后，其原因是：①由于暗盒、增感屏、胶片吸收X线，如将电离室ION置于暗盒之后，其所获电离电流甚微。这就需要增加结构复杂、灵敏度高的放大器。②由于增感屏与胶片对X线的吸收在很大程度上取决于X线的质(即管电压kV值)，如将电离室ION置于暗盒之后，就需要有跟随kV值变化的补偿系统，而这种补偿也是很困难的。③电离室产生均匀的电离电流不受暗盒金属结构部分(如暗盒盖、铅、弹簧卡等)的影响。

为了提高电离控时的准确性和稳定性，对制作电离室有许多特殊的技术要求：①要选用高原子序数的重金属作为电极材料，这样金属吸收X线量子后产生光电效应释放出来的电子，再次激化气体电离，可使电离电流提高几十倍。②电离室表面积要稍大，防止电离室边缘在胶片上留下阴影，同时电离室厚度要尽量小，因从电极释放出来的电子在空气中自由射程8～16mm，故选择400mm×400mm×15mm的尺寸与厚度是合适的。过厚不仅不能提高电离电流的增益，而且因增加与胶片的距离会造成影像的几何模糊，影响清晰度。

另外，整个电离室并不都置于测量X线剂量所需的区域，而是根据各种生理部位摄影的需要，在电离室某一有利区域安置，这一区域被称为“测量野”。一般每个电离室表面装有2个或3个面积约为50cm$^2$的测量野，目前大部分采用所谓“三野原理”，在大多数情况下，3个测量野安置于电离室表面中心位置，这是考虑到一般摄影部位总是安排在胶片的中心，照射后能得到胶片中心(被摄病灶中心)均匀的密度。但也因一些器官对称于人体某部位，如肺等部位摄影时就可使用对准于两肺中心的测量野。3个测量野可根据不同部位摄影的要求，用开关选择分别使用或任意组合。

图5-58为具有“三野”的电离室剖视图。3个测量野是用喷雾法将导电物质喷涂在塑料薄片上，然后夹在一些密度低的泡沫塑料之中，周围的保护环与连接线也都是喷涂的导电物质，这样就保证在X线胶片上不留下任何部位的影子。整个电离室除测量野外都用泡沫塑料填充，然后用两块很薄的铜板夹件，以保证电离室表面的机械强度。

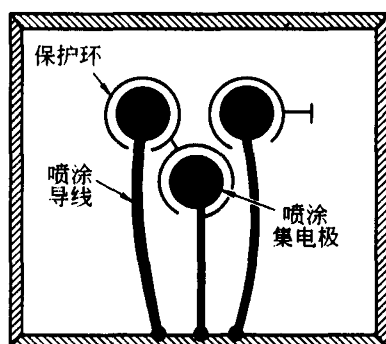



图5-58 “三野”电离室基本结构

图 5-59 为适应不同摄影部位，所采用的不同测量野的电离室。

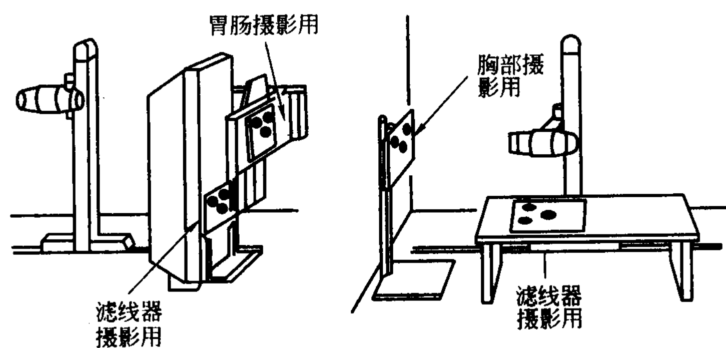



图 5-59 各种摄影用的“三野”电离室

（苏州卫生职业技术学院 王德华）

# 第6章　工频X线机整机电路分析

目前，工频X线机是我国医疗卫生单位影像诊断的主要X线设备之一。掌握X线机的整机电路结构和工作程序，是医学影像工作者正确使用和维护X线机的基础。虽然不同型号的小、中、大型X线机的电路结构、设置功能有所差异，但其基本组成部分大致相同。故本章仅以SF50ⅠA型50mAX线机、XG-500型500mAX线机为例，分别进行整机电路分析，以达到举一反三的目的。

## 第一节　SF50ⅠA型X线机电路

### 一、概　　述

SF50ⅠA型X线机是一种完全防电击、防散射、单焦点、全波整流组合式机头，50mA移动式诊断X线机。设有容量保护、过载指示和曝光指示电路，可作透视和一般摄影用，也可在病房作流动检查用。

### 二、主要技术规格

1. **对电源的要求**　电源电压为单相220V，电源频率为50Hz或60Hz通用，电源阻抗≤1Ω。电源容量＞5kVA。

2. **X线管型号**　$XD_1$-3/90，焦点尺寸为2.3mm×2.3mm，灯丝电压7V，灯丝电流4.5A。

3. **最高额定容量**　如表6-1所示。

**表6-1　SF50ⅠA型X线机最高额定容量表**

| 诊断方式 | 管电流(mA) | 管电压(kV) | 曝光时间(s) |
|---|---|---|---|
| 透视 | 3 | 75 | 曝光5s，休息2.5s，持续3h |
| 摄影 | 30 | 90 | 8 |
| | 40 | 90 | 5 |
| | 50 | 80 | 2.4 |
| | | 90 | 1 |

### 三、电路分析

SF50ⅠA型X线机电路如图6-1所示。

#### (一)电源电路

1. **电路结构**　电源电路由自耦变压器$T_1$，电源电压调节器1S和电源电压表V组成。其中$1S_1$为电源电压细调，$1S_2$为电源电压粗调，电源电压波动范围180～240V。

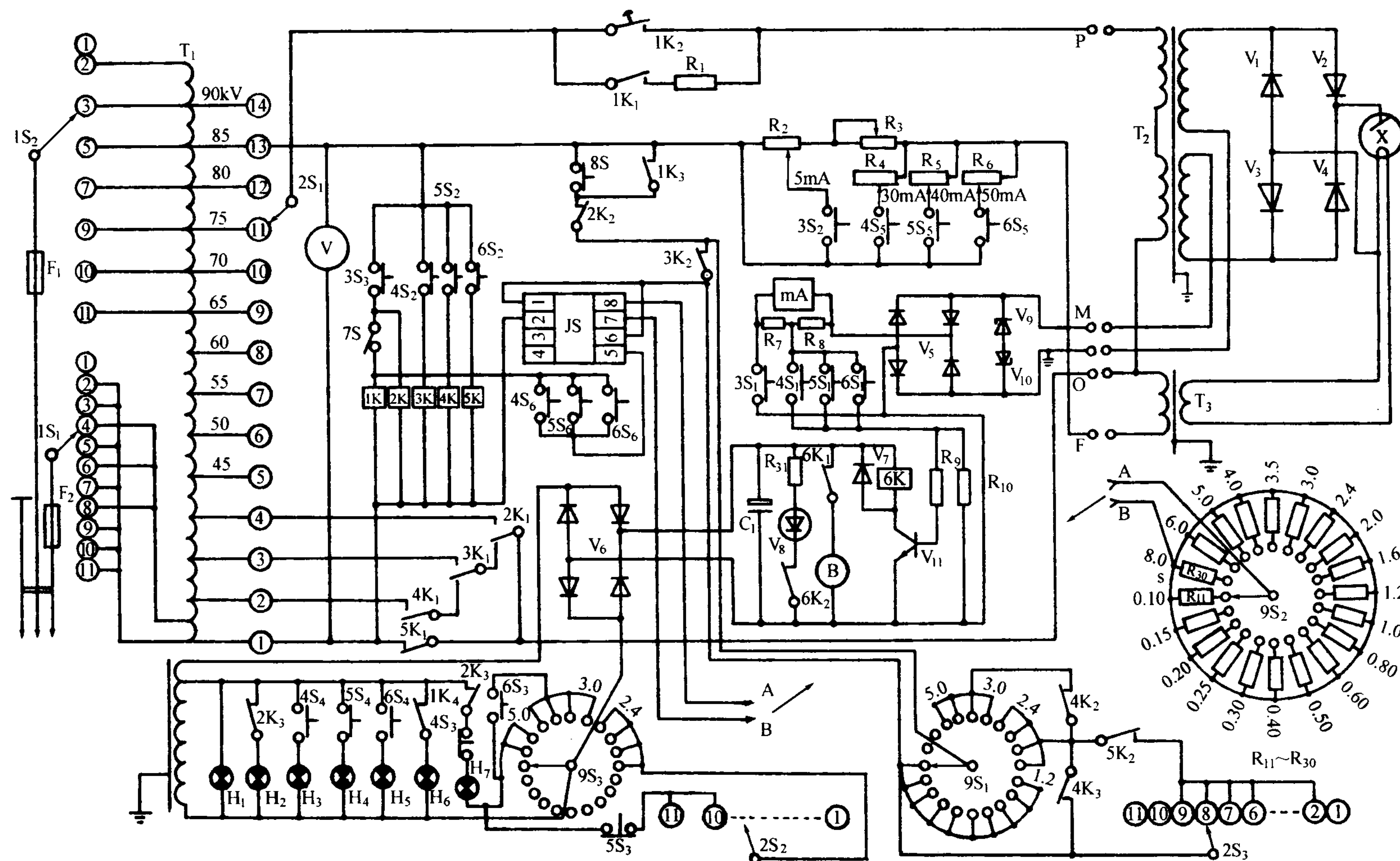



图 6-1 SF501A 型移动式 X 线机电路

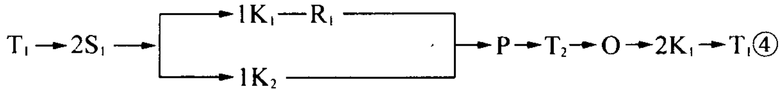
2. 工作程序　1S置于①档时切断电源，其余各档均可接通电源。$T_1$得电工作，电源指示灯$H_1$燃亮，电压表有指示，调节1S使电压表V指示为220V。自耦变压器的得电电路为：电源→$F_1$→$1S_2$→$T_1$→$1S_1$→$F_2$→电源。

**(二)高压初级电路**

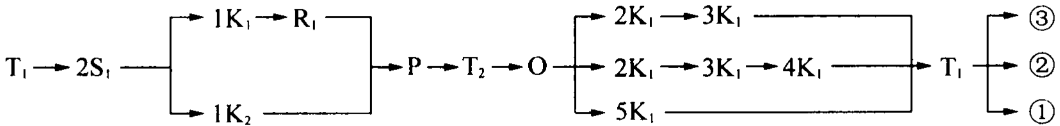
1. 电路结构　高压初级电路由高压变压器$T_2$初级，透视和摄影千伏调节器2S，摄影继电器的触点$3K_1$，$4K_1$和$5K_1$组成。

2. 工作程序

(1)透视高压初级电路：透视的管电压由2S旋钮选择并预示，按下透视技术选择开关3S，透视预备继电器2K线圈得电工作，其常开触点$2K_1$闭合，接通高压变压器初级得电电路，透视指示灯$H_2$燃亮。因透视时管电流小，电源电压降小，故透视千伏通过$2K_1$从自耦变压器$T_1$④取电。当高压接触器1K得电工作时，高压变压器$T_2$初级的得电电路为：




(2)摄影高压初级电路：摄影时管电压也由$2S_1$选择预示，摄影技术选择开关4S，5S，6S对应30mA，40mA，50mA，对应摄影预备继电器为3K，4K，5K相应指示灯为$H_3$，$H_4$，$H_5$，依据选择燃亮，指示高压初级电路已接通。摄影时由于负载增大，电源压降增大。为了弥补千伏降落，在30mA，40mA，50mA摄影时分别从自耦变压器$T_1$的③，②，①取电，当高压接触器1K得电工作时，高压变压器$T_2$初级的得电电路为：




**(三)X线管灯丝加热初级电路**

1. 电路结构　该电路主要由灯丝加热变压器$T_3$初级，透视毫安调节电位器$R_3$和电阻$R_2$，摄影30mA，40mA，50mA对应调节电阻$R_4$，$R_5$，$R_6$等组成。

2. 工作程序

(1)透视时X线管灯丝加热初级电路：开机后自耦变压器$T_1$得电，按下透视技术选择开关3S，继电器2K得电工作，其触点$2K_1$闭合，则灯丝变压器$T_3$初级得电，调节电位器$R_3$，改变灯丝电压，管电流随之改变。透视时X线管灯丝加热初级的得电电路为：$T_1$⑬→$3S_2$→$R_2$→$R_3$→F→$T_3$→O→$2K_1$→$T_1$④ 。

(2)摄影时X线管灯丝加热初级电路：开机后自耦变压器$T_1$得电工作。30mA，40mA，50mA摄影时分别按下相应技术选择开关4S，5S，6S。相应继电器3K，4K，5K得电工作。灯丝加热变压器初级电路接通，以30mA摄影为例，灯丝变压器$T_3$初级得电电路为：$T_1$⑬→($R_2$→$R_3$)//($4S_5$→$R_4$)→F→$T_3$→O→$2K_1$→$3K_1$→$T_1$③。

**(四)控制电路**

1. 电路结构　该电路主要有高压接触器1K，透视继电器2K，30mA，40mA，50mA摄影继电器3K，4K，5K，透视脚闸7S，摄影手闸8S，时间继电器JS等组成。9S为三刀二十掷开关，其第一层$9S_1$及$2S_3$组成容量保护电路，第二层$9S_2$为限时选择，第三层$9S_3$和$2S_2$组成过载

指示电路。

2. 工作程序

(1)透视控制电路:开机后按下技术选择开关 3S,透视继电器 2K 得电工作,其常闭点 $2K_2$ 打开,切断摄影控制电路,常开触点 $2K_1$ 闭合。踩下脚闸 7S,高压接触器 1K 得电工作,其触点 $1K_1$,$1K_2$ 闭合,接通高压初级电路。松开脚闸 7S,高压初级切断。高压接触器 1K 线圈的得电电路为:$T_1$⑬→$3S_3$→7S→1K(线圈)→$T_1$①。

(2)摄影控制电路:

①限时电路:时间继电器 JS 的 1,2 脚外接交流电源 220V,5,6 脚内为继电器 $J_1$ 的常闭触点,7,8 脚外接电阻群 $R_{11}$~$R_{30}$ 中任一电阻。限时范围 0.1~8s,共 20 档。其内部结构如图 6-2 所示。时间继电器 JS 工作原理是:当摄影时,调节 9S 选择曝光时间。若不过载,按下手闸 8S,JS(5,6)使高压接触器 1K 线圈得电工作,其触点 $1K_1$,$1K_2$ 闭合,接通高压初级电路,曝光开始。

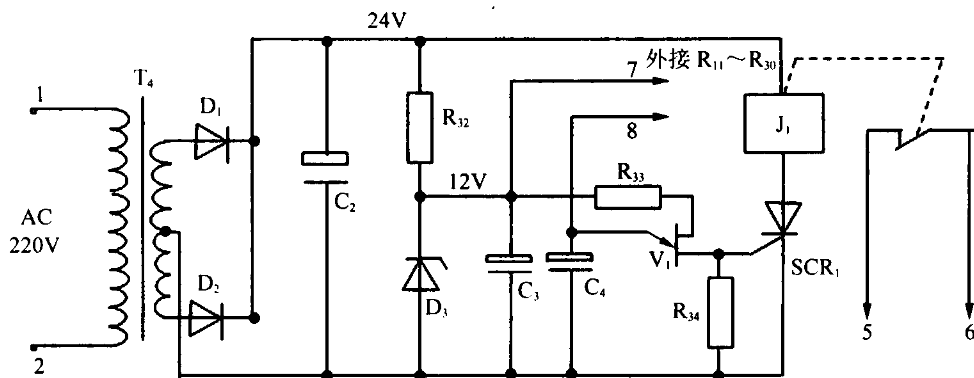
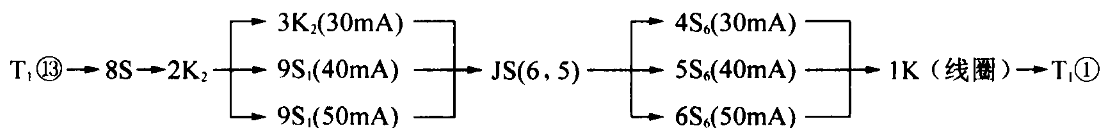
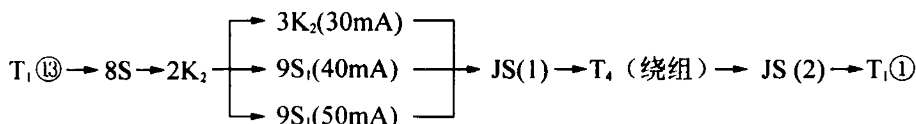



**图 6-2 SF50 Ⅰ A 型 X 线机限时继电器及电路**

高压接触器 1K 线圈的得电电路为:




同时 $T_4$ 初级得电,得电电路为:

经过变压器 $T_4$ 次级降压,由二极管 $D_1$,$D_2$ 单相全波整流,输出直流 24V,再经电容 $C_2$,$C_3$ 滤波,电阻 $R_{32}$ 限流,$D_3$ 稳压,从而取得稳定的 12V 直流工作电源。电容 $C_4$ 经 $R_{11}$~$R_{30}$ 中任一电阻充电,当 $C_4$ 两端电压达到单结晶体管 $V_1$ 的导通电压时,$V_1$ 立即导通,在电阻 $R_{34}$ 上产生脉

冲电压，触发晶闸管 $SCR_1$ 导通，继电器 $J_1$ 得电工作，使 JS(5,6)打开，1K 释放，切断高压初级电路，曝光终止。松开手闸 8S，变压器 $T_4$ 失电，$C_4$ 的残存电荷经单结晶体管 $V_1$ 及电阻 $R_{34}$ 泄放，以保证下次摄影时间准确。

②容量保护电路：该电路为机械式容量保护电路，当 30mA 摄影时，因管电压最大可调整为 90kV，限时器最长可调整时间为 8s，不超过 X 线管的最高额定容量，摄影时按下技术选择开关 4S，3K 线圈得电工作，其得电电路为：$T_1$⑬→$4S_2$→3K(线圈)→$T_1$①。

因 3K 得电工作时，其触点 $3K_2$ 闭合，将容量保护电路短路，即 30mA 摄影时，容量保护电路不起作用。

40mA，50mA 摄影时，若不过载，$9S_1$ 和 $2S_3$ 使 $2K_2$ 至 JS(1)的电路为通路。若过载，$9S_1$ 和 $2S_3$ 切断 $2K_2$ 至 JS(1)的电路，使时间继电器 JS 不能得电工作，曝光不能进行，起到保护作用。

2S 为三刀十一掷开关，$2S_1$ 各掷是实际千伏值，而 $2S_2$，$2S_3$ 各掷只是预示千伏值，而且各掷编号不一样，掷号与对应千伏值如表 6-2 所列。

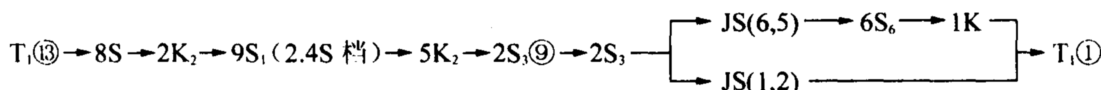
表 6-2 $2S_1$ 与 $2S_2$，$2S_3$ 掷号对应千伏值对照表

| $2S_1$ 掷号 | 14 | 13 | 12 | 11 | 10 | 9 | 8 | 7 | 6 | 5 | 空档 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| $2S_2$，$2S_3$ 掷号 | 11 | 10 | 9 | 8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 |
| 对应千伏值 | 90 | 85 | 80 | 75 | 70 | 65 | 60 | 55 | 50 | 45 | |

如 50mA 摄影时，预置管电压 80kV，限时时间 2.4s，或预置管电压 90kV，限时时间 1s，不超过最高额定容量，故容量保护电路为通路，即 $2K_2$ 与 $JS_{(1)}$ 之间导通，其过程是：

按下 6S 则 $6S_2$ 闭合，5K 线圈的得电电路为：$T_1$⑬→$6S_2$→5K(线圈)→$T_1$①。

$5K_2$ 闭合使容量保护电路导通，按下曝光手闸 8S，高压接触器 1K 和限时继电器 JS 的变压器 $T_4$ 初级得电，其得电电路是：




若 50mA，80kV，3s 摄影时，超过最高额定容量而过载，容量保护电路被常开触点 $4K_2$ 切断。按下曝光手闸 8S，其电路为：$T_1$⑬→8S→$2K_2$→$9S_1$(3s 档)→常开触点 $4K_2$→JS(1)→JS(2)→$T_1$①，呈断路状态，高压按触器 1K 线圈及时间继电器 JS(1)(2)间皆不得电，不能进行曝光，从而起到保护 X 线管的作用。

③过载指示电路：过载时，信号灯 $H_7$ 燃亮；否则不燃亮。

用 50mA，90kV，1s 以下摄影时不过载，因 $9S_3$ 的 1s 以下皆为空档，将过载信号灯 $H_7$ 的电路切断，故 $H_7$ 不燃亮。

若 50mA，90kV，2.4s 摄影时，此时已过载，过载指示灯 $H_7$ 的得电电路为：$T_1$ 独立绕组的上端→$2K_3$→$4S_3$→$H_7$→$5S_3$→$2S_2$(11)→$2S_2$→$9S_3$(2.4s 档)→$T_1$ 独立绕组的下端。

④30mA 摄影的控制电路：按下技术选择开关 4S，则 $4S_2$ 闭合，30mA 摄影继电器 3K 线圈得电，其得电电路为：$T_1$⑬→$4S_2$→3K(线圈)→$T_1$①。

3K 的常开触点 $3K_2$ 闭合，将容量保护电路短路。曝光时按下摄影手闸 8S，时间继电器 JS

得电，其得电电路为：$T_1$⑬→8S→$2K_2$→$3K_2$→JS(1,2)→$T_1$①。

同时高压接触器1K得电工作，开始曝光，其得电电路为：$T_1$⑬→8S→$2K_2$→$3K_2$→JS(6,5)→$4S_6$→1K(线圈)→$T_1$①。

1K得电工作后，其常开触点$1K_3$闭合，此时可松开手闸8S。至规定时间，限时器的JS(5,6)常闭触点打开，切断1K的电路，曝光结束。

⑤40mA摄影的控制电路：按下技术选择开关5S，则$5S_2$闭合，40mA摄影继电器4K得电工作，若不过载，按下摄影手闸8S，时间继电器JS得电工作，其得电电路为：$T_1$⑬→8S→$2K_2$→容量保护电路→JS(1,2)→$T_1$①。

同时1K得电工作，开始曝光，其得电电路为：$T_1$⑬→8S→$2K_2$→容量保护电路→JS(6,5)→$5S_6$→1K(线圈)→$T_1$①。

至规定时间，限时器的JS(5,6)常闭触点打开，切断1K的电路，曝光结束。

**(五)高压次级及管电流测量电路**

1. 电路结构　高压变压器$T_2$的次级是用高压硅整流管$V_1$～$V_4$组成桥式全波整流电路，$V_5$为低压桥式整流。稳压管$V_9$和$V_{10}$组成保护电路。当测量电路发生断路时，M点电位升高，$V_9$和$V_{10}$导通，以防止电击。

2. 工作程序

(1)透视高压次级及管电流测量电路：按下技术选择开关3S，则$3S_1$闭合，当高压产生，经整流后加在X线管两极，以高压变压器$T_2$次级绕组上端为正时为例，则透视管电流流向为：$T_2$(上)→$V_2$→X→$V_3$→$T_2$(下)→M→$V_5$→mA表→$3S_1$→$V_5$→地→$T_2$(上)。

(2)摄影高压次级及管电流测量电路：以30mA摄影为例，按下技术选择开关4S，则$4S_1$闭合，当高压产生，经整流后加在X线管两极。以高压变压器$T_2$次级绕组上端为正时为例，30mA摄影管电流流向为：$T_2$(上)→$V_2$→X→$V_3$→$T_2$(下)→M→$V_5$→mA表→$R_7$→$4S_1$→$R_{10}$→$V_5$→接地→$T_2$(上)。

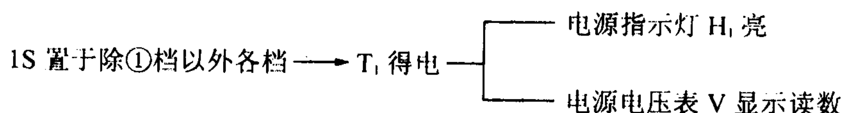
**(六)曝光指示电路**

1. 电路结构　该电路由三极管$V_{11}$，直流继电器6K，蜂鸣器B，发光二极管$V_8$，直流电源由4个二极管$V_6$和电容器$C_1$等组成。

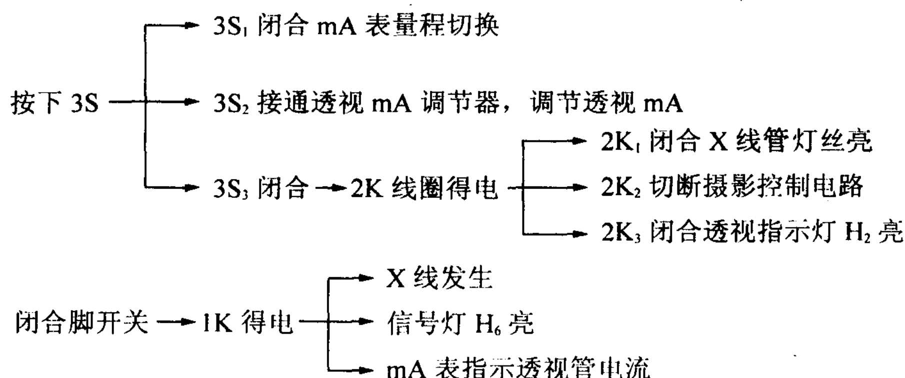
2. 工作程序　自耦变压器$T_1$的独立绕组输出为交流电源，经4个二极管$V_6$整流，电容$C_1$滤波，提供曝光指示电路的直流电源。当有X线管管电流通过$R_{10}$时，$V_{11b}$> $V_{11e}$，则$V_{11}$导通，直流继电器6K得电工作，其常开触点$6K_1$闭合，则蜂鸣器叫，同时$6K_2$闭合，发光二极管$V_8$发光。故曝光时具有双重指示。

## 四、整机电路工作程序

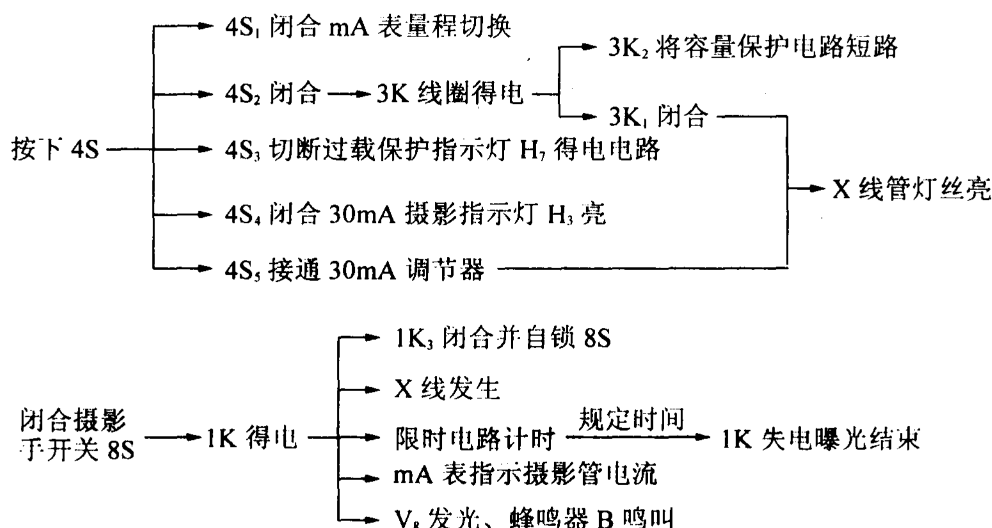
1. 开机



2. 透视




3. 30mA 摄影




4. 40mA(50mA)摄影　技术选择置 5S(6S)，不过载，其他过程与 30mA 摄影类似，请读者尝试分析。

## 第二节　XG-500 型 500mAX 线机电路

XG-500 型 500mAX 线机是一种国产双床三管固定式大型诊断设备。它由 X 线机主机部分($X_{62}$ 型高压发生器、$X_{72}$ 型控制箱、$X_{111}$ 型和 $X_{112}$ 型旋转阳极 X 线管头)和机械辅助装置($X_{02}$ 型电动诊视床、$X_{22}$ 型双地轨立柱等)组成。具有透视、胃肠摄影、普通摄影、滤线器摄影、多轨迹体层摄影和某些造影检查等功能。因数字影像技术的不断发展，体层摄影已很少使用，故本节未介绍体层摄影的有关内容。

### 一、电路的主要特点与技术参数

#### (一)电路主要特点

1. **高压初级电路特点**　摄影时高压初级的通断，采用了晶闸管无触点控制，并设计有零序控制电路，以保证主晶闸管在电源电压过零点附近导通或截止。

2. 灯丝初级电路特点

(1)双稳压系统:灯丝初级采用了谐振式磁饱和稳压器和电子自动调压两套系统,以减少电源电压波动对X线管灯丝电路的影响,使X线管获得更稳定的灯丝加热电压。

(2)冷高压保护电路:在大焦点灯丝初级电路中设计了冷高压保护装置,当大焦点灯丝无加热电压时不能产生高压,以保护X线管。透视、小焦点摄影和胃肠摄影无冷高压保护。

3. 控制电路特点　该机型由透视状态切换至胃肠摄影时,和其他摄影电路一样,设有0.8s延时。即可保证大焦点充分预热,又可避免因仓促送片造成振动,使胶片上影像模糊。

4. 荧光屏架结构特点　荧光屏架内装有振动式滤线器,以提高胃肠摄影清晰度。荧光屏架左侧设有电动点片选择器以及各种控制开关等。

**(二)主要技术参数**

1. 对电源的要求　本机采用三相四线制供电形式,主机电源采用两相380V供电,电源频率为50±1Hz,电源电阻不大于0.4Ω。

2. X线管规格

(1)上球管:包括立柱X线管和体层X线管,其型号均为$XD_{52}$－30·50/125。主要参数是:小焦点尺寸为1mm×1mm,功率为30kW;大焦点尺寸为2mm×2mm,功率为50kW;阳极倾角为17.5°,钨盘直径为90mm,转速是2 800r/min;灯丝加热规格是小焦点10V,5.5A,大焦点是12V,5.5A;最高管电压为125kV。

(2)下球管:即诊视床X线管,其型号为$XD_{51}$-15·30/100。主要参数是:小焦点尺寸为1mm×1mm,功率为15kW;大焦点尺寸为2mm×2mm,功率为30kW;阳极倾角为17.5°,钨盘直径为70mm,转速是2 800r/min;灯丝加热规格是小焦点10V,5.5A;大焦点是12V,5.5A;最高管电压为100kV。

两种X线管的最高容量和使用容量见机器的使用说明书。整机电路图见附录A。

3. 高压发生器　高压发生器空载时初级电压与次级电压对应值为2.8V/1kV;采用四管单相桥式整流电路,其整流器的型号为2DL150/0.5。

4. 电动诊视床　由电动机驱动,床身回转角度为＋90°～0°～－12°;床身向头端伸出的最大长度为80cm。

5. 多轨迹体层床　床身电动回转角度＋90°～0°～－15°;水平升降高度为0～23cm,平行摆动架角度为±60°。

## 二、电源电路

**(一)电路结构**

电源电路如图6-3所示,其供电形式为三相四线制。

其中001,002,003是相线,004是中线,另外还设有接地总线。JLC为电源接触器,工作电压为220V。电源通断采用双按钮控制,KQA,KTA设在控制台面板上,HQA,HTA设在电动诊视床点片架上。ZOB为自耦变压器,其工作电压为单相380V,V是电源电压表。$DFJ_2$,$SFJ_6$,$FZJ_1$分别是体层辅助继电器和摄影辅助继电器的触点,用来接通体层摄影控制电路的电源。

**(二)工作程序**

当按下电源"通"按钮KQA或HQA时,电源接触器JLC线圈得电工作,其触点$JLC_1$～

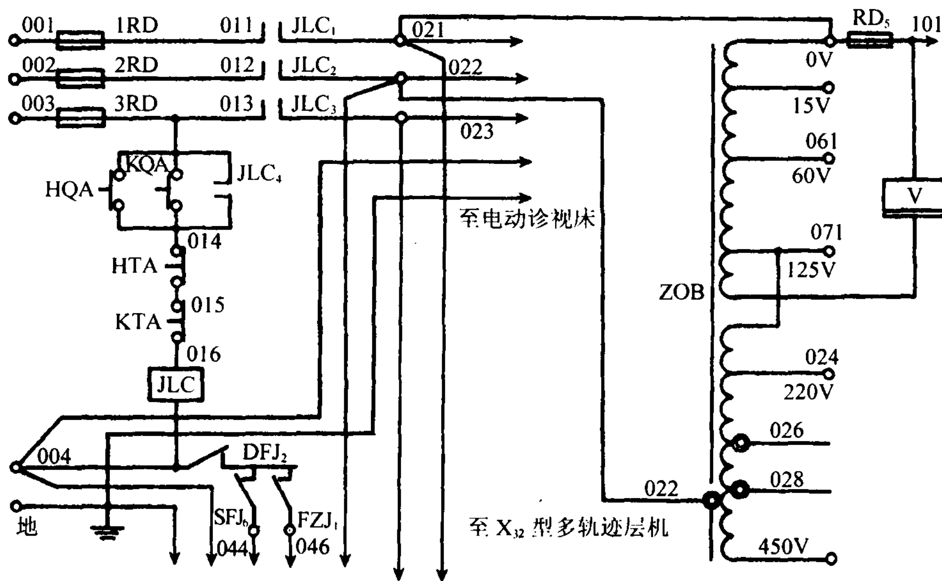
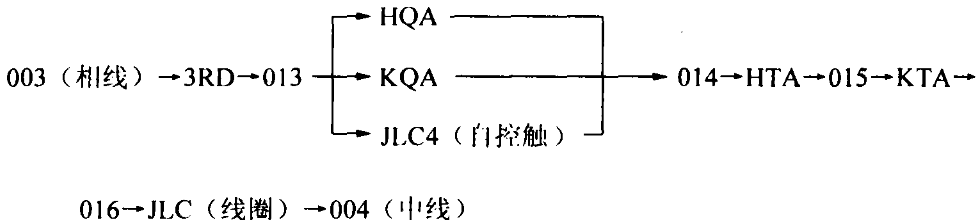



图 6-3 XG-500 型 X 线机电源电路

$JLC_4$ 闭合，接通自耦变压器 ZOB 并自锁，V 表指示电源电压。同时经 021，022，023 输出三相电源，为电动诊视床和体层摄影床供电。

1. 电源接触器 JLC 线圈的得电电路为




2. 自耦变压器 ZOB 的得电电路为

001（相线）→1RD→011→$JLC_1$（常开）→021→ZOB（0V）→ZOB（绕组）→ZOB（炭轮）→022→$JLC_2$（常开）→012→2RD→002（相线）。

当按下“断”按钮 KTA 或 HTA 时，电源接触器 JLC 线圈失电，其触点 $JLC_1$～$JLC_4$ 打开，自耦变压器 ZOB 失电，电压表指针回零，整机电源被关断。

## 三、高压初级与千伏预示电路

高压初级与千伏预示电路如图 6-4 所示。

### （一）高压初级电路

1. 电路结构 该电路包括透视高压初级和摄影高压初级两部分电路。透视高压初级电路的通断由透视高压接触器 TC 的常开触点 $TC_1$，$TC_2$ 控制，TTR 为防突波电阻。摄影高压初级的通与断，由摄影高压预备接触器的常开触点 $SC_1$ 和晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$ 反向并联后组成的

无触点开关来控制。$SC_1$ 在曝光前闭合，曝光完成后断开。当 $G_{12}$ 为正时 $3CT_1$ 导通，当 $G_{14}$ 为正时 $3CT_2$ 导通。0.47μF 电容器和 100Ω 电阻组成过电压吸收电路，其作用是防止晶闸管换向时，由变压器产生的过电压击穿晶闸管。晶闸管的触发信号，由触发信号变压器 5KB 提供。028 炭轮和 026 炭轮分别进行透视和摄影的千伏调节。DJ 是摄影曝光指示继电器，控制曝光指示灯。

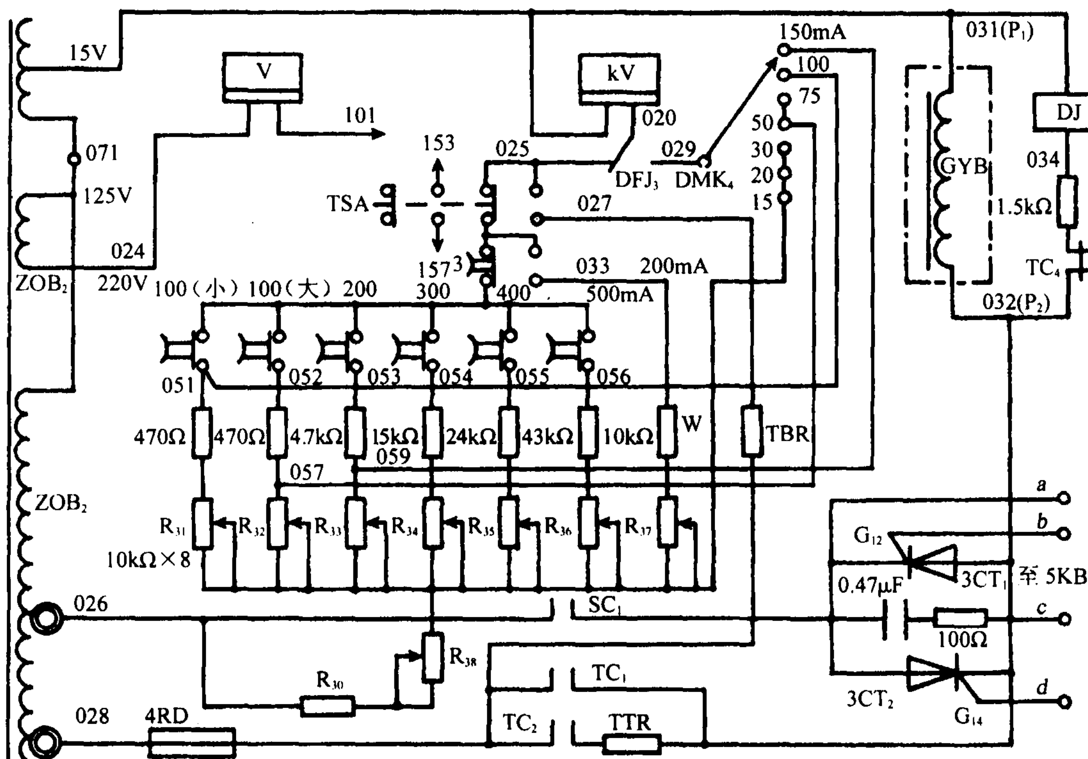



图 6-4 XG-500 型 X 线机高压初级与千伏预示电路

2. 工作程序

（1）透视：透视时踩下脚闸或按下透视按钮开关（见控制电路），高压接触器 TC 工作，触点 $TC_1$，$TC_2$ 闭合，透视高压初级电路接通，曝光开始。透视完毕，接触器 TC 线圈失电，触点 $TC_1$，$TC_2$ 打开，透视高压初级电路断开，曝光结束。高压变压器 $GYB_1$ 的得电电路为：ZOB（15V）→031（$P_1$）→$GYB_1$（绕组）→032（$P_2$）→$TC_1$//瞬间（TTR→$TC_2$）→4RD→028 炭轮→ZOB。

（2）摄影：摄影时，若选择条件不过载，按下曝光手闸或点片按钮，摄影高压预备接触器 SC 得电，触点 $SC_1$ 闭合，经 0.8s 延时后，触发信号加至晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$ 的控制极，$3CT_1$，$3CT_2$ 在电源电压过零点附近轮流导通，接通摄影高压初级电路，曝光开始。同时继电器 DJ 工作，曝光指示灯亮。至预定曝光时间，触发信号停止，$3CT_1$，$3CT_2$ 在电源电压过零点时自动截止，切断摄影高压初级电路，曝光结束。同时继电器 DJ 线圈失电，其触点打开，曝光指示灯熄灭。松开手闸，摄影高压预备接触器 SC 线圈失电，触点 $SC_1$ 断开，电路恢复起始状态。高压变压器

$GYB_1$绕组的得电电路为：ZOB(15V)→031($P_1$)→$GYB_1$(绕组)→032($P_2$)→$3CT_1$(或$3CT_2$)→$SC_1$(常开)→ZOB(026炭轮)。

继电器DJ线圈得电电路为：ZOB(15V)→031→DJ(线圈)→034→R(1.5KΩ)→$CT_4$(常闭)→032→$3CT_1$(或$3CT_2$)→$SC_1$(常开)→026炭轮→ZOB。

**(二)千伏预示电路**

1. *电路结构*　该电路由千伏表和一组与毫安选择器联动的电阻串联而成，与高压变压器初级并联，预示透视和摄影管电压值。按下TSA时预示透视管电压，松开TSA时预示摄影管电压。470Ω～10kΩ固定电阻和$R_{31}$～$R_{37}$电位器是千伏补偿电阻，$R_{30}$是电源补偿电阻，$R_{38}$是电源补偿电位器。$DMK_4$是体层摄影毫安选择器。

2. *工作程序*

(1)透视管电压预示：透视(包括体层床X线管)时，按下TSA，千伏表指示透视管电压值，其大小可根据需要，由028炭轮调节。kV表的得电电路为：ZOB(15V)→kV表→020→$DFJ_3$(常闭)→025→TSA(常开)→027→TBR→4RD→028炭轮→ZOB。

(2)胃肠摄影管电压预示：该机胃肠摄影时管电流固定在200mA大焦点档。按下技术选择"3"，千伏表电路接通，并预示胃肠摄影管电压，其大小可根据需要由026炭轮调节。kV表的得电电路为：ZOB(15V)→kV表→020→$DFJ_3$(常闭)→025→TSA(常闭)→技术选择"3"(常开)→033→10kΩ→$R_{37}$→$R_{38}$→$R_{30}$→026炭轮→ZOB。

(3)摄影管电压预示：摄影时(包括立柱X线管和体层X线管的普通及滤线器摄影)，管电流共分为六档，不同毫安值对应不同千伏补偿电阻，由毫安选择器控制。按下毫安选择器中对应毫安值的按钮，千伏表就预示该毫安值下的摄影管电压。以选择200mA为例，kV表的得电电路为：ZOB(15V)→kV表→020→$DFJ_3$(常闭)→025→TSA(常闭)→技术选择"3"(常闭)→毫安选择器200mA按钮→053→4.7kΩ→059→$R_{33}$→$R_{38}$→$R_{30}$→026炭轮→ZOB。

(4)体层摄影管电压预示：体层摄影管电流的选择由$DMK_4$控制，分15mA，20mA，30mA，50mA，75mA，100mA，150mA共七档。其中50～150mA档设有千伏补偿。体层摄影时，只要按下技术选择"6"，继电器DFJ就得电工作，$DFJ_3$触点切换，使020与029接通，千伏表预示所选择毫安档的摄影管电压。以选择75mA为例，千伏表的得电电路为：ZOB(15V)→kV表→020→$DFJ_3$(常开)→029→$DMK_4$→75mA档→057→$R_{32}$→$R_{38}$→$R_{30}$→026炭轮→ZOB。

## 四、X线管灯丝加热电路

**(一)稳压电路**

该机设有谐振式磁饱和稳压器和电子自动调压电路，对灯丝电路具有双重稳压功能，使X线管灯丝加热电压更加稳定。电路的工作原理如图6-5所示。

1. *稳压电路工作原理*　220V交流电源经稳压器WY第一次稳压后，送至灯丝电路中的自耦变压器ZB初级，ZB的输出电压送给X线管灯丝加热电路，并作为电子自动调压电路DY的电源，加到变压器3KB的初级。当稳压器WY输出的电压为220V时，电子自动调压电路DY无输出信号，它所控制的伺服电机D无驱动电压而不转动，142，101两端输出220V电压。当WY因某种因素使其输出发生波动时，ZB输出的电压高于或低于220V，电子自动调压电路DY有信号输出，伺服电机获得驱动电压而转动，带动炭轮移动，将自耦变压器ZB的输出电压调至220V，使X线管灯丝获得更加稳定的加热电压。

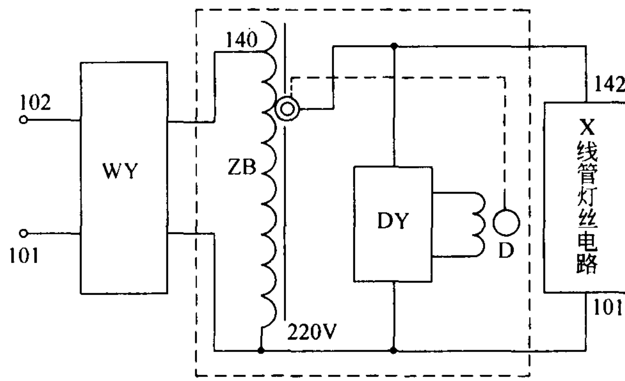



图 6-5　XG-500 型 X 线机 X 线管灯丝加热电路框图

2. 电子自动调压电路　该电路由电压波动信号取样电路、开关电路、功率放大电路和伺服电机等组成。其电路如图 6-6 所示。

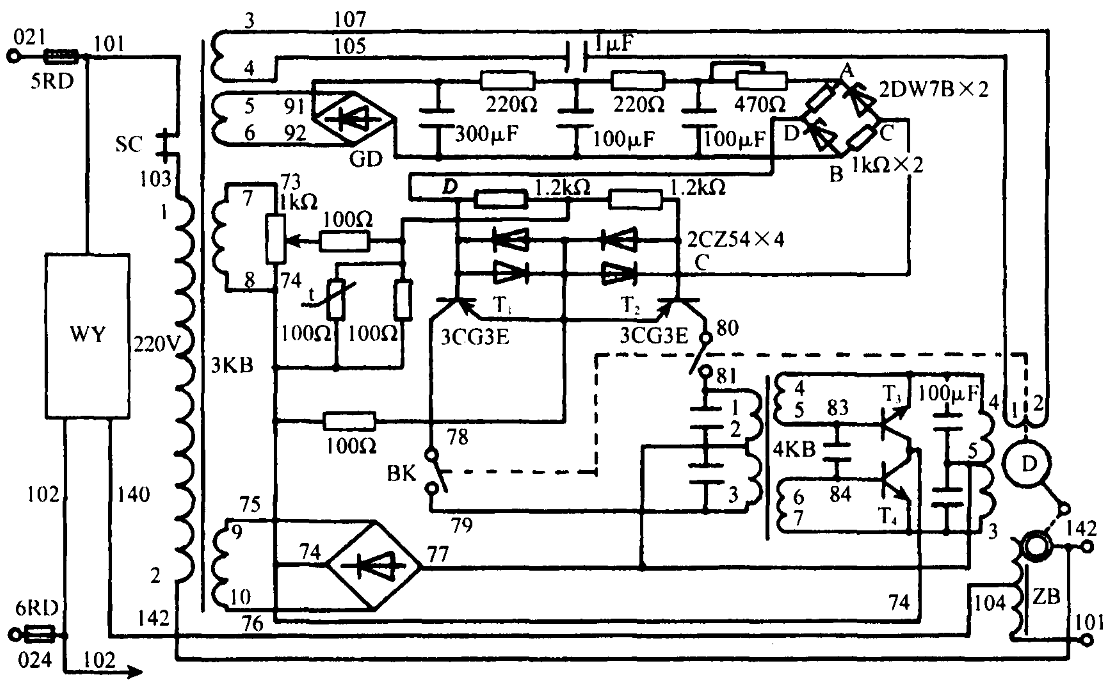



图 6-6　XG-500 型 X 线机电子自动调压电路

(1)电压波动信号取样电路

①电路结构:将该电路单独绘制如图 6-7 所示。稳压器输出的交流电压信号,由变压器 3KB 次级绕组(5,6)输出,经整流滤波后加至由两个 1kΩ 电阻和两个 2DW7B 稳压管组成的桥式取样电路上。

②工作程序:当自耦变压器 ZB 输出电压为 220V(取样电路的电源)时,变压器 3KB 次级

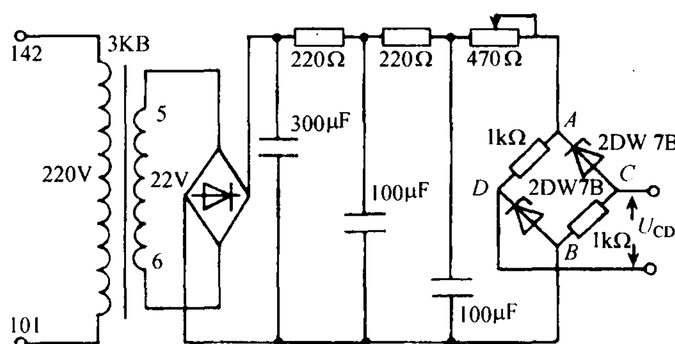



图 6-7　XG-500 型 X 线机桥式取样电路

绕组(5,6)输出为 22V,整流滤波后,通过 470Ω 电位器的调节,使电桥输入端(A,B)得到 12V 的直流电压。取 B 点为参考电位,即 $U_{AB}=12V$,由于稳压管的工作电压是 6V,所以 $U_C=U_D=6V$,即 $U_{CD}=0V$。电桥处于平衡状态,C,D 两端无电压输出。

当 ZB 输出电压高于 220V 时,变压器 3KB 次级绕组(5,6)输出电压高于 22V,导致 $U_{AB}>12V$,使电桥失去平衡,C,D 两端有正电压信号输出。同理,当变压器 ZB 输出电压低于 220V 时,变压器 3KB 次级绕组(5,6)输出电压低于 22V,导致 $U_{AB}<12V$,C,D 两端有负电压输出。可见,只要 ZB 的输出不是 220V,电桥 C,D 两端就有电压输出,该电压直接加在开关电路的两个三极管 $T_1$,$T_2$的基极上,控制着 $T_1$,$T_2$的工作状态。

(2)开关电路与功率放大电路

①电路结构:将开关电路和功率放大电路分别独立绘制,如图 6-8 和图 6-9 所示。

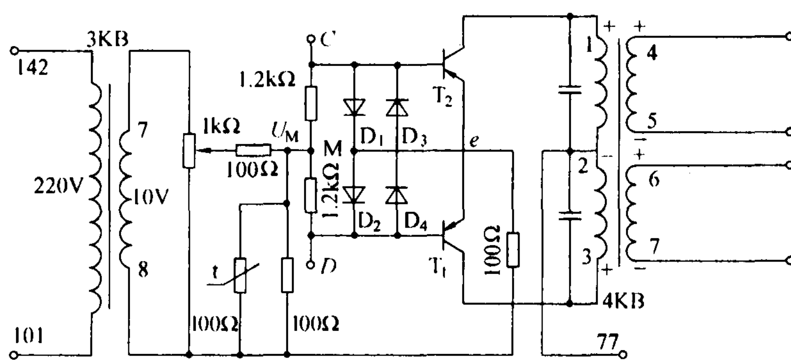



图 6-8　XG-500 型 X 线机开关电路

开关电路如图 6-8 所示。由变压器 3KB 的次级绕组(7,8)、1kΩ 电位器和两个 100Ω 电阻组成开关电路的信号源,以提供伺服电机所需的驱动信号电压;两个三极管 $T_1$,$T_2$和四个二极管 $D_1 \sim D_4$,100Ω 反馈电阻及变压器 4KB 初级绕组组成开关电路。在取样电路输出电压的控制下,三极管 $T_1$,$T_2$导通或截止,从而将驱动信号电压送到功率放大电路。

图 6-9 为功率放大电路。由 4KB 的两个次级绕组(4,5 与 6,7)、三极管 $T_3$,$T_4$以及伺服电机的两个绕组(3,5 与 4,5)组成。其作用是将变压器 4KB 次级绕组送来的信号放大,以驱动

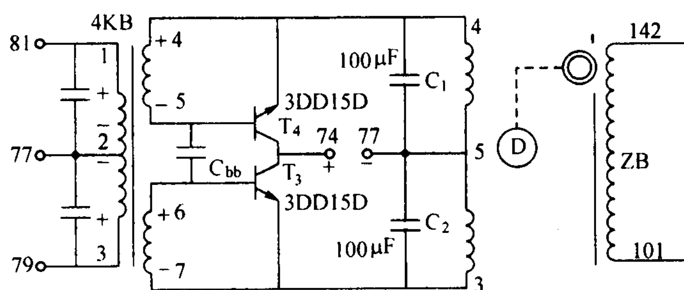



图 6-9 XG-500 型 X 线机功率放大电路

伺服电机转动，带动自耦变压器 ZB 的碳轮移动，调节输出电压。100μF 和 $C_{bb}$电容器，是为了避免各三极管在导通或截止时，由变压器 4KB 次级绕组或伺服电机的绕组产生的反电动势对三极管的冲击而设，以保护三极管和电路正常。

②工作程序：从开关电路中可以看出，变压器 3KB 工作时，次级绕组(7,8)产生 10V 交流电压，经过分压后，在 M 点得到 1.3V 的电压，$U_M$通过两个 1.2kΩ 的电阻分别加到三极管 $T_1$ 和 $T_2$的基极，与桥式取样电路输出的直流电压相叠加。

当自耦变压器 ZB 输出为 220V 时，桥式取样电路无输出电压，即 $U_{CD}=0$，三极管 $T_1$，$T_2$ 基极只有驱动信号电压 $U_M$。当 $U_M$在正半周时，$T_1$，$T_2$截止，变压器 4KB 无信号电压输出；当 $U_M$在负半周时，三极管 $T_1$，$T_2$临界导通，集电极电路中有微小电流 $Ic_1$，$Ic_2$流过，但因 $Ic_1=Ic_2$，且方向相反，在变压器 4KB 初级绕组中产生的磁通相互抵消，变压器 4KB 次级绕组也无信号电压输出。可见，当变压器 ZB 的输出是 220V 时，$U_{CD}=0$，变压器 4KB 次级绕组均无电压输出。$T_3$，$T_4$不导通，电机 D 不工作，调节炭轮不动。

当自耦变压器 ZB 次级绕组输出高于 220V 时，桥式取样电路输出电压 $U_{CD}>0V$，$D_1$，$D_2$导通，$D_3$，$D_4$截止。$U_M$在正半周时，三极管 $T_2$截止，$T_1$设计为临界导通，变压器 4KB 次级有微弱电压信号输出；$U_M$在负半周时三极管 $T_1$完全导通，$T_2$设计为截止或临界导通。因而 4KB 次级绕组有较大的电压信号输出；其极性如图 6-9 中实线所标。其中绕组(4,5)的电压使 $T_4$截止，绕组(6,7)的电压使 $T_3$导通，伺服电机绕组(3,5)中有放大电流流过，驱动电机旋转，带动炭轮向电压降低的方向移动，直至使自耦变压器 ZB 的输出降到 220V 为止，电桥恢复平衡，4KB 次级绕组无输出，电机停转。

当自耦变压器 ZB 次级绕组低于 220V 时，桥式取样电路输出电压 $U_{CD}<0V$，$D_1$，$D_2$截止，$D_3$，$D_4$导通。$U_M$在正半周时，三极管 $T_1$截止，$T_2$设计为截止或临界导通；$U_M$在负半周时三极管 $T_1$设计为截止或临界导通，$T_2$完全导通。因此，4KB 次级绕组也有电压输出，其极性与图 6-9 中虚线所标。其中绕组(6,7)的电压使 $T_3$截止，绕组(4,5)的电压使 $T_4$导通，伺服电机绕组(4,5)中也有放大电流流过，驱动电机旋转，带动炭轮向电压升高的方向移动，直至升到 220V 时电桥平衡，4KB 不再有输出，电机停转。

图 6-6 中的 BK 是保护开关，当电源电压波动超出额定调节范围时，调节炭轮将其撞开，切断电路，伺服电机停转。

**(二)毫安调节电路**

1. **电路结构** 该电路由透视毫安调节、体层摄影毫安调节和冷高压保护等电路组成，如

图6-10所示。TDR为透视毫安调节电阻，1SR为立柱X线管摄影毫安调节电阻，2SR和3SR分别是体层床X线管滤线器摄影和体层摄影毫安调节电阻；$XJB_1$和$DJB_1$分别是小焦点和大焦点灯丝变压器初级绕组；KHB为空间电荷抵偿变压器，其初级绕组接在自耦变压器026，071两端，与高压初级并联；$WJ_6$，$WJ_8$为胃肠摄影预备继电器触点，$DFJ_6$为体层摄影预备继电器触点，1SJ～4SJ分别是电阻1SR，2SR与空间电荷抵偿变压器次级绕组$KHB_2$和$KHB_3$抽头的交换继电器的触点，LBJ是冷高压保护继电器；按钮"1"～"6"是技术选择按钮开关。

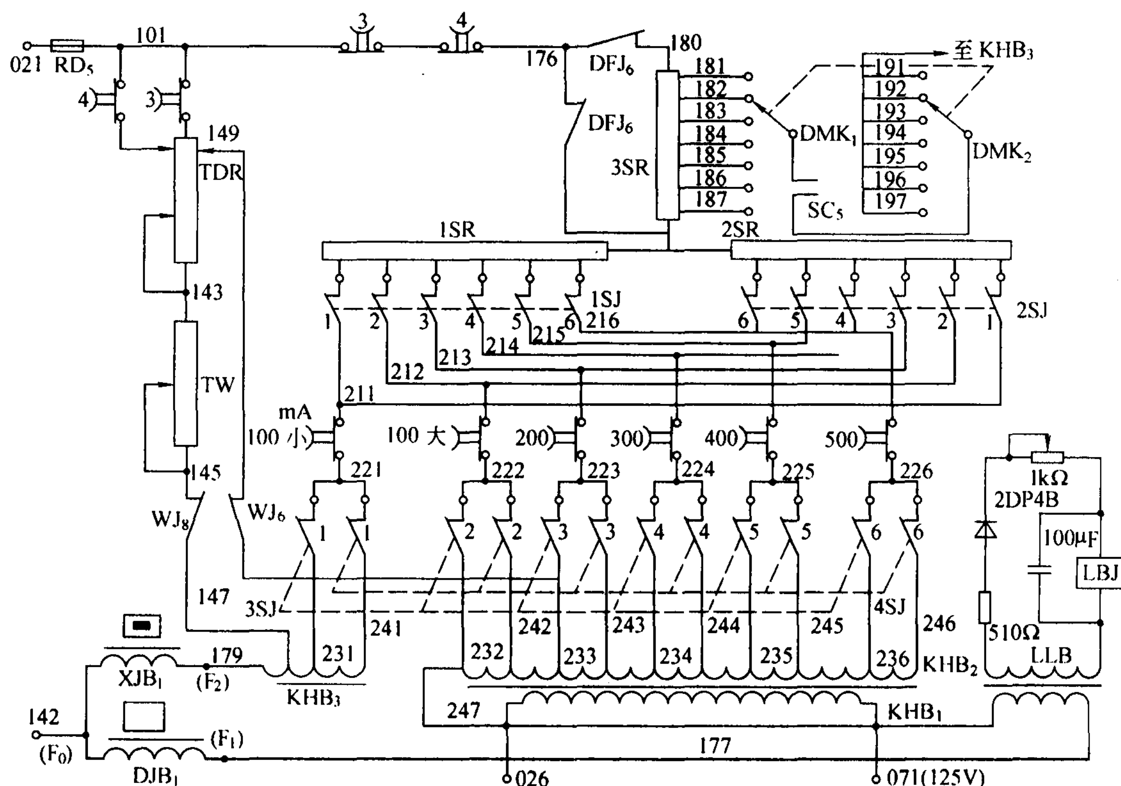


图6-10　XG-500型X线机毫安调节电路

2. 工作程序　开机后220V电源经WY稳压和电子自动调压后，由101，142两端输入该电路。

(1)透视：分别按下技术选择按钮"3"或"4"。可进行诊视床或体层床的透视。此时小焦点灯丝变压器初级绕组$XJB_1$得电，其次级绕组输出电压将X线管小焦点灯丝燃亮。$XJB_1$的得电电路为：101→技术选择"3"或"4"→TDR→143→TW→145→$WJ_8$(常闭)→147→$KHB_3$→179→$F_2$→$XJB_1$→$F_0$→142。

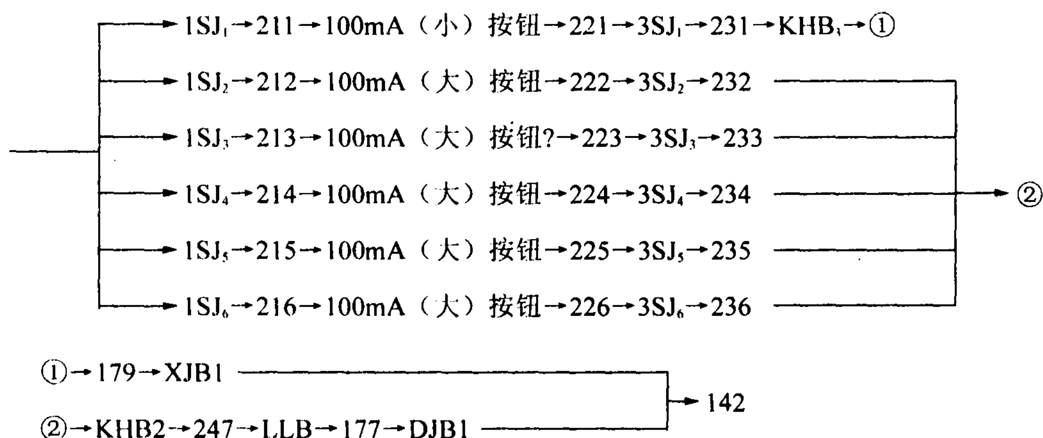
调节半可调电阻TDR可将透视毫安的最大值限定为5mA，调节电位器TW可得到5mA以下所需的毫安值。

(2)胃肠摄影：胃肠摄影的毫安值固定为200mA(大焦点)。摄影时，预备继电器WJ首先工作，其触点$WJ_8$切断小焦点透视灯丝初级电路，$WJ_6$接通大焦点200mA摄影灯丝加热初级

电路,使大焦点灯丝变压器初级绕组 $DJB_1$ 得电,次级绕组输出电压使X线管大焦点灯丝燃亮。$DJB_1$ 得电电路为:101→技术选择"3"→TDR→149→$WJ_6$(常开)→233→$KHB_2$→232→247→LLB→177→$F_1$→$DJB_1$→$F_0$→142。

(3)立柱X线管普通摄影和滤线器摄影:这两种摄影的毫安调节电路完全相同,只是普通摄影时应按下技术选择"1",滤线器摄影时应按下技术选择"2"。当按下技术选择"1"或"2"时,继电器1SJ,3SJ线圈得电工作,其触点闭合,将摄影毫安调节电阻1SR和空间电荷抵偿变压器次级绕组 $KHB_2$,$KHB_3$ 的相应抽头接入 $DJB_1$ 和 $XJB_1$ 电路。然后按下毫安选择按钮(100~500mA中任一档),$DJB_1$ 或 $XJB_1$ 得电工作,其得电电路为:

101→技术选择"3"(常闭)→技术选择"4"(常闭)→176→$DFJ_6$(常闭)→1SR→




(4)体层X线管滤线器摄影:摄影时应按下技术选择"5",继电器2SJ,4SJ线圈得电工作,将体层床滤线器摄影毫安调节电阻2SR和空间电荷抵偿变压器次级绕组 $KHB_2$,$KHB_3$ 的相应抽头接入电路,其他程序与立柱X线管摄影相同。

(5)冷高压保护电路:该机在大焦点摄影时,设有冷高压保护电路。当灯丝变压器初级绕组或次级绕组发生断路故障,使X线管灯丝不能加热时,过载保护继电器LBJ不能工作,它在容量保护电路中的触点不闭合,使过载保护继电器BJ不工作,BJ在控制电路中的触点 $BJ_3$ 不闭合,曝光不能进行,从而使X线管免受冷高压的危害。

当 $DJB_1$ 电路正常时,变压器LLB初级绕组得电工作,次级绕组有电压输出,则冷高压保护继电器LBJ线圈得电,其得电电路为:LLB(次级)→R(150Ω)→D(2DP4B)→R(1kΩ)→LBJ(线圈)→LLB(次级)。

## 五、高压次级与管电流测量电路

### (一)电路结构

该电路由高压次级电路和管电流测量电路组成,如图6-11所示。高压次级电路由4只高压硅整流器组成桥式全波整流电路。$XJB_2$,$DJB_2$ 分别是X线管的小、大焦点灯丝变压器次级绕组。SQZ,DQZ,XQZ为X线管高压交换闸触点;管电流测量电路由低压桥式整流器、毫安表和电容电流抵偿电路组成;FDG为保护性放电管,$F_{02}$ 为保护性放电针。

### (二)工作程序

1. 透视　透视时,高压交换闸XQZ工作,将X线管1XG接入高压次级电路。此时小焦

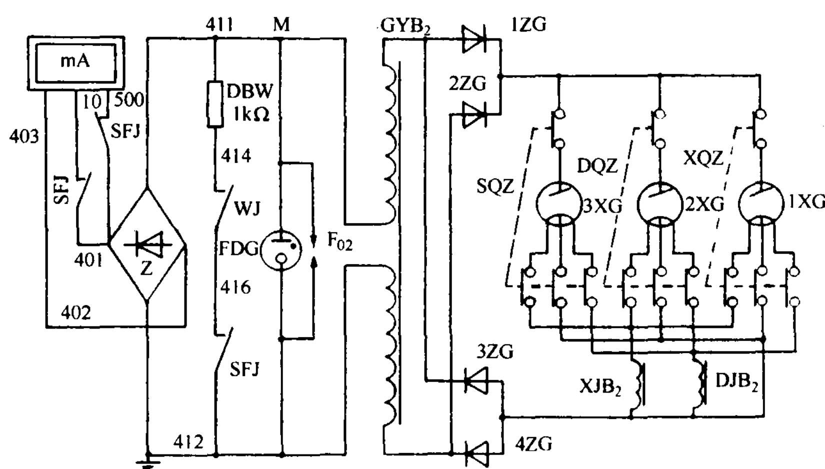
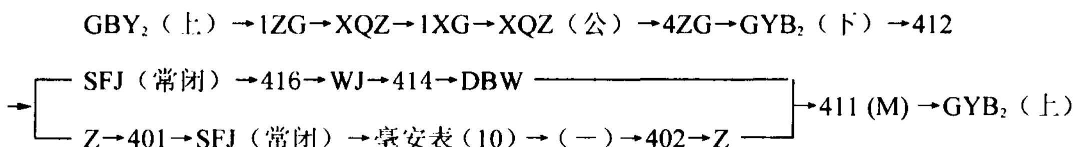



图 6-11 XG-500 型 X 线机高压次级及管电流测量电路

点工作，管电流一般为 3mA，最大不超过 5mA。毫安表 10mA 量程和电容电流抵偿电路处于接通状态。1XG 的得电电路为：

正半周：




“负半周”时 1XG 的得电电路以此类推。

2. **摄影**　以立柱 X 线管 3XG 为例，此时高压交换闸 SQZ 工作，触点闭合，将 X 线管 3XG 接入高压次级电路。按下曝光手闸 PA 后，继电器 SFJ 工作。SFJ 的触点将毫安表切换至 500mA 量程，同时电容电流抵偿电路被切断。3XG 的得电电路为：

正半周：$GBY_2$（上）→1ZG→SQZ→3XG→SQZ（公）→4ZG→$GYB_2$（下）→412→Z→SFJ（常开）→毫安表（500）→（-）→402→Z→411（M）→$GYB_2$（上）。

“负半周”时 3XG 摄影的得电以此类推。

## 六、旋转阳极启动控制电路

### （一）电路结构

该机带有 3 个旋转阳极 X 线管，因此电路中有 3 对定子绕组，其中 LQQ 与 LYQ 是立柱 X 线管定子绕组，HQQ 与 HYQ 是诊视床 X 线管定子绕组，DQQ 与 DYQ 是体层床 X 线管定子绕组，通过技术选择按钮“1”～“6”和继电器 1QJ～3QJ 的触点进行选择和切换。LJ 为电流继电器，YJ 为电压继电器，C 为剖相电容器，XLK 为电抗器。其电路如图 6-12 所示。

### （二）工作程序

由图中可以看出 3 个 X 线管的定子绕组共用一个启动控制电路，所以其工作程序相同。

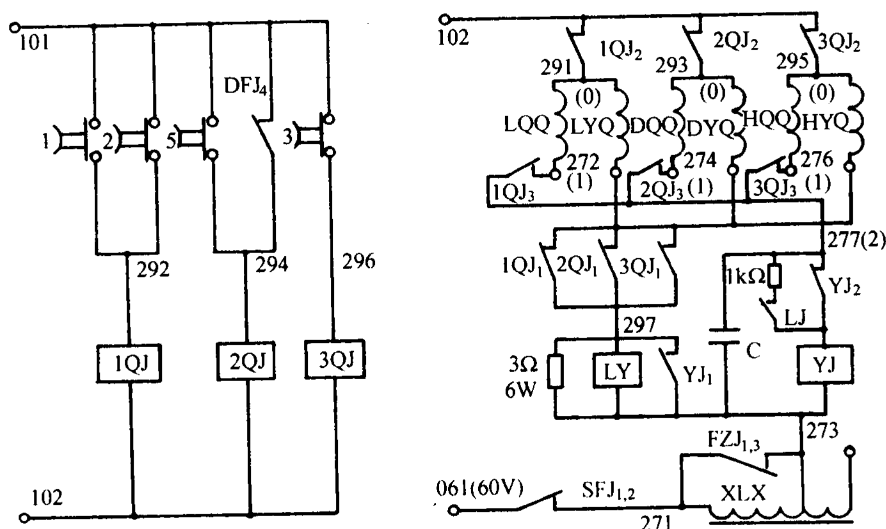
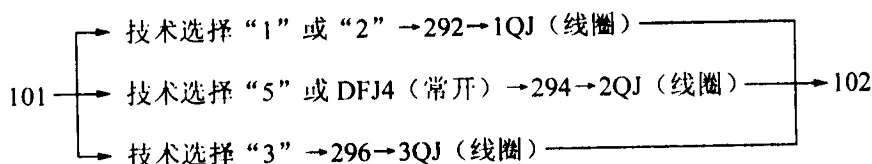


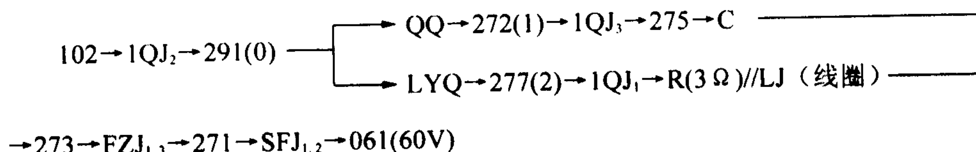

图 6-12 XG-500 型 X 线机旋转阳极启动保护及控制电路

选择立柱 X 线管工作时，按下技术选择“1”或“2”，继电器 1QJ 线圈得电；选择体层床 X 线管时，按下技术选择“5”，2QJ 线圈工作；选择诊视床 X 线管时，按下技术选择“3”，3QJ 线圈得电工作。以立柱 X 线管为例，说明 X 线管阳极启动过程。

1. **阳极启动** 按下技术选择“1”，继电器 1QJ 线圈得电工作，触点 $1QJ_1$～$1QJ_3$ 闭合，将立柱 X 线管的启动绕组 LQQ 和运转绕组 LYQ 接入启动控制电路，完成定子绕组的切换。继电器 1QJ～3QJ 线圈的得电电路为：




当按下曝光手闸 PA 后，辅助继电器 SFJ 线圈得电工作（见控制电路）。触点 $SFJ_{1,2}$ 闭合，接通启动电路，定子绕组和电流继电器 LJ 线圈得电，旋转阳极开始启动。定子绕组和电流继电器 LJ 线圈瞬时得电电路为：




电流继电器 LJ 线圈得电的同时，其触点将电压继电器 YJ 线圈并联到电容器 C 两端。随 C 两端电压升高，电压继电器 YJ 工作并自锁，触点 $YJ_1$ 将电流继电器 LJ 线圈短路，电流继电器 LJ 线圈失电。

2. *正常运转*　电压继电器 YJ 工作后，$YJ_3$触点闭合，延时继电器 SJ 线圈得电，延时 0.8s 后，旋转阳极达到额定转速（2 800r/min)，摄影辅助继电器 FZJ 线圈得电工作，常闭触点 $FZJ_{1,3}$断开，将电抗器 XLK 串入电路，定子绕组的工作电压由启动时的 160V 降为 40V 的正常运转电压，电路由启动状态进入正常运转状态。定子绕组的启动绕组和运转绕组及电压继电器 YJ 线圈的得电电路为：

102→$1QJ_2$→291(0)→
→ LQQ→272(1)→$1QJ_3$→275→C → $YJ_2$→YJ（线圈）→ 273
　　　　　　　　　　　　　　　　→ C → 273
→ LYQ→277(2)→$1QJ_1$→297→$YJ_1$ → 273
→XLK→271→$SFJ_{1,2}$→061(60V)

## 七、摄影曝光限时电路

该机摄影时高压初级电路的通断，采用了无触点零相位合闸控制方式，因而摄影曝光限时电路的结构比较复杂。它由稳压电源电路、RC 移相及电子开关电路、主晶闸管触发及功率放大电路、限时器及限时保护电路四大部分组成。其工作原理图如 6-13 所示。



图 6-13　XG-500 型 X 线机摄影曝光限时电路原理框图

### (一)稳压电源电路

该电路是一个典型的串联式稳压电路，如图 6-14 所示。

$D_{01}$，$D_{02}$输入交流电压 22V，经整流、滤波、$BG_3$取样、$BG_1$和 $BG_2$组成的复合管调整后，由 $D_{21}$，$D_{16}$两端输出稳定的直流电压 15V。无论是因负载变化还是因电源电压波动而引起电压上升或下降时，电路都可通过自身的调整，使输出电压稳定在 15V，供后面电路工作。

### (二)RC 移相及电子开关电路

电路如图 6-15 所示。$E_1$是移相信号源，与主电路自耦变压器输出电压同相位；2$\mu$F 是移相电容器，51k$\Omega$，10k$\Omega$ 电阻和开关管 3DK4B 基极组成 RC 移相电路；3DK4B 与晶闸管 3CT2KF 及 0.047$\mu$F 电容器组成开关电路。

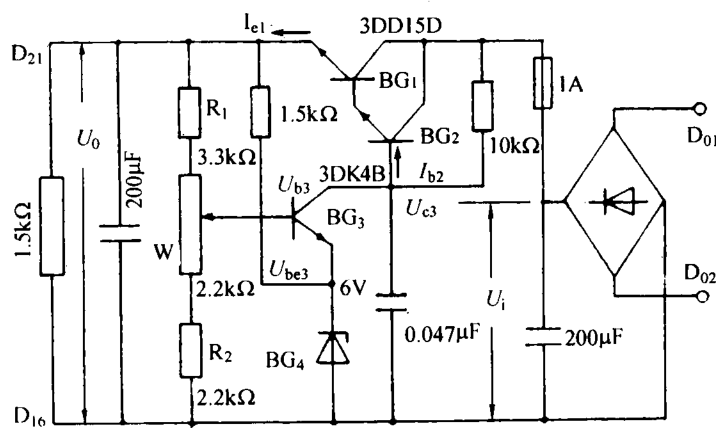



图 6-14 XG-500 型 X 线机稳压电源电路

$D_{03}$,$D_{04}$两端的 24V 电压($E_1$)经过 2μF 电容、整流器与等效电阻[51kΩ//(10kΩ+$r_{BE}$)]组成 RC 移相电路,移相并整流后,产生一个超前于 $E_1$ 约 10°角、周期为 10ms 的脉动直流电压 $U_1$。该电压经 10kΩ 电阻加至开关管 3DK4B 的基极,以控制开关管的导通或截止。当 $U_{BE}$高于 0.7V 时开关管 3DK4B 导通,$U_{BE}$低于 0.7V 时 3DK4B 截止。3DK4B 截止时,已被充电的 150μF 电容器上的电压通过 2.2kΩ 电阻加至 3DK4B 集电极,并经二极管 2CZ54 对 0.047μF 电容器进行充电。当充电电压至 $U_C$=1.2V 时,3CT2KF 被触发导通。所以 $U_C$是和 $U_1$零相位相对应的正脉冲电压,该电压在 X 线机电源接通后始终存在,并不断地触发晶闸管工作。

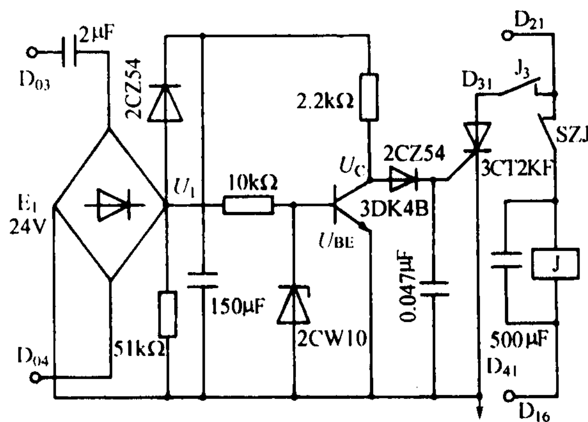



图 6-15 XG-500 型 X 线机 RC 移相及电子开关电路

因此,当主令继电器 $J_3$工作,触点闭合后,稳压电源输出的+15V 电压就加在 3CT2KF 的阳极,使其在超前 $E_1$约 10°角时导通,并将+15V 电压($D_{41}$,$D_{16}$)送到主晶闸管触发电路,产生触发信号,以保证主晶闸管 $3CT_1$,$3CT_2$在电源电压零相位附近被触发导通。

**(三)主晶闸管触发电路**

该电路由振荡器和功率放大器两部分组成,如图 6-16 所示。

1. 电路结构　振荡器由单结晶体管 BT35D 和 0.015μF 电容器为主体组成，产生一定电压幅值的触发脉冲信号。功率放大器由三极管 3AD6C 和变压器 5KB 等组成，将振荡器产生的脉冲信号进行功率放大，由变压器 5KB 次级绕组输出，以控制主晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$ 的导通。开关管 3DK4B 用于缓冲隔离，12Ω 电阻和二极管 2CZ54 串联后并联在变压器 5KB 初级绕组，以防止变压器 5KB 初级绕组产生的反电动势冲击三极管。

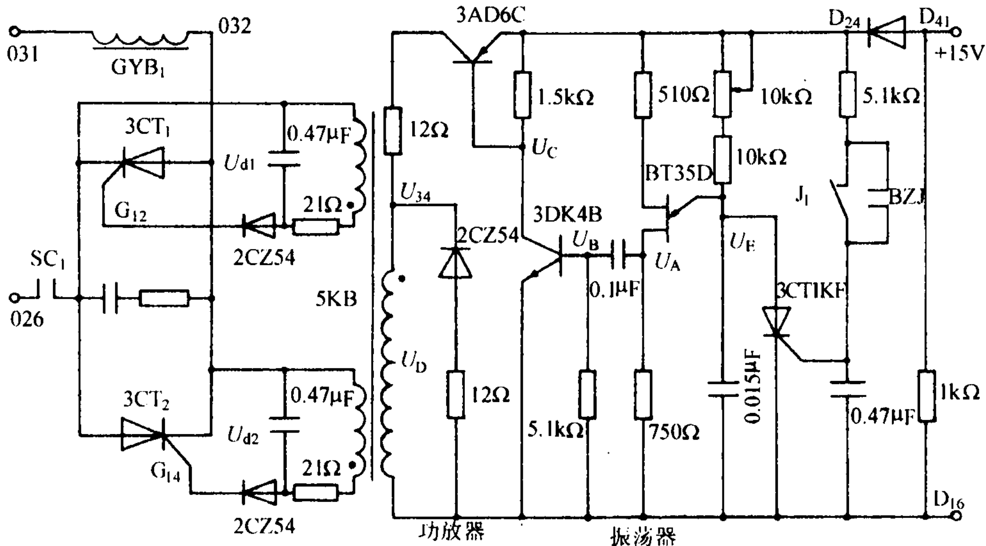



图 6-16　XG-500 型 X 线机主晶闸管触发电路

2. 工作程序

(1)脉冲信号的产生：当零相位合闸主令继电器 $J_3$ 工作，触点闭合后，晶闸管 3CT2KF 在超前电源电压 $E_1$ 约 10°相位角时导通。稳压电源输出的＋15V 电压加至该电路，并经两个 10kΩ 电位器和电阻对 0.015μF 电容器充电，使单结晶体管 BT35D 发射极电压 $U_E$ 逐步上升，到达单结晶体管的峰点电压时，BT35D 导通。0.015μF 的电容器通过 BT35D 的第一基极和 750Ω 电阻放电，在 750Ω 电阻两端产生脉冲电压 $U_A$。随着电容器放电，$U_E$ 逐渐下降，待降至单结晶体管谷点电压时，BT35D 截止，正脉冲停止。这样，由于 0.015μF 电容器不断地充电和放电，在 750Ω 电阻两端便产生了周期为 240μs 的脉冲电压 $U_A$。调节 10kΩ 电位器，可改变脉冲电压的周期。

(2)脉冲信号的放大与主晶闸管的触发：脉冲信号 $U_A$ 通过 0.1μF 隔直电容器输出送到开关管 3DK4B 基极使其导通，并将信号放大，推动变压器 5KB 工作。5KB 的次级绕组输出电压经 RC 积分后变为 $U_{d1}$、$U_{d2}$，分别加在主晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$ 的控制极上。在电源电压正半周过零点附近 $3CT_1$ 导通，负半周过零点附近 $3CT_2$ 导通，高压初级电路得电，曝光开始。由此可见，经过 RC 移相及开关电路、主晶闸管触发电路的协调作用，实现了主晶闸管过零点附近合闸曝光。至预定曝光时间，限时器控制的继电器 $J_1$ 线圈得电工作。其触点闭合，＋15V 电压经 5.1kΩ 电阻给 0.047μF 电容器充电，使晶闸管 3CT1KF 导通，将 $U_E$ 钳制在 0V，使单结晶体管 BT35D 不能导通，脉冲信号停止。变压器 5KB 次级绕组无输出，主晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$ 在

交流电压过零点时截止，切断高压电路，曝光结束。

**（四）限时电路**

1. 电路结构　该电路由 RC 充放电电路和开关电路组成。以限时电阻 $R_{11} \sim R_{33}$ 和限时电容 C(47μF)组成 RC 充放电电路，以三极管 3CG3E 和 3DK4B 为主体组成开关电路。其如图 6-17 所示。

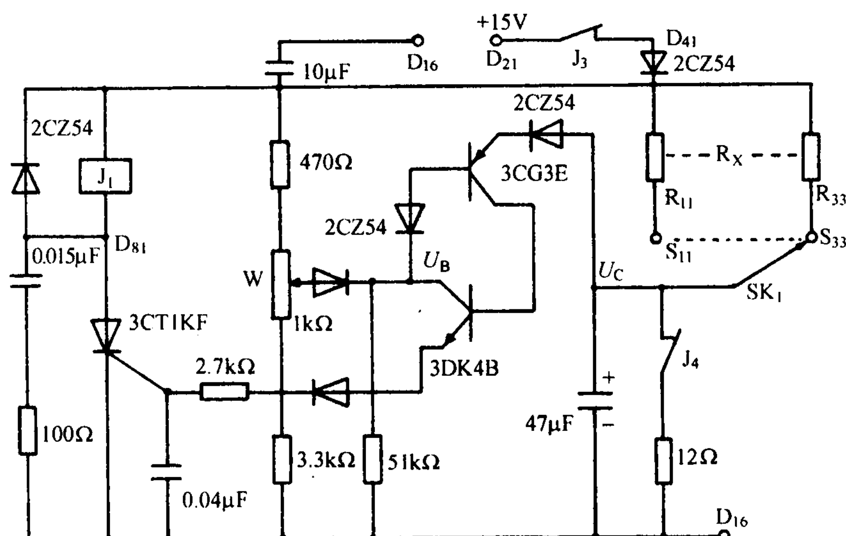



图 6-17　XG-500 型 X 线机限时电路

2. 工作程序　摄影时，按下曝光手闸 PA，摄影控制回路中各接触器、继电器 SC，SFJ，$J_4$，$J_3$的线圈相继得电工作，+15V 电压加至主晶闸管触发电路，产生触发信号使 $3CT_1$，$3CT_2$导通，曝光开始。同时，限时电路也得到+15V 电源而工作。+15V 电压经 $J_3$触点、2CZ54 和限时电阻 $R_X$($R_{11} \sim R_{33}$)中任一个电阻和时间选择器 $SK_1$给 47μF 限时电容器充电，$U_C$从零开始上升，当充电到 $U_C = U_B + 0.7 \times 3 = 12.1V$ 时，复合管 3CG3E(PNP)和 3DK4B(NPN)导通。3DK4B 发射极经二极管和 2.7kΩ 电阻输出触发信号至晶闸管 3CT1KF 控制极，使其导通。限时继电器 $J_1$线圈得电工作，其触点闭合，主晶闸管触发电路的脉冲信号停止，变压器 5KB 次级绕组无触发信号输出，主晶闸管 $3CT_1$，$3CT_2$在电源电压过零点时截止，曝光结束。

从曝光开始至继电器 $J_1$线圈得电工作所用的时间为曝光时间。只要改变 $R_X$的值，对 47μF 电容器的充电时间就会变化，即可得到不同的曝光时间。

松开手闸 PA，继电器 $J_4$线圈失电，其常闭触点闭合，47μF 电容器通过 12Ω 电阻将残存电荷放完，以保证下次曝光时间的准确。

**（五）限时保护电路**

该电路是防止限时器发生故障，不能按预定时间停止曝光而设计的，如图 6-18 所示。其结构与限时器电路基本相同，只是限时保护时间只有 5 档。与限时器电路中的限时时间（曝光时间共 23 档）一起由时间选择器 SK 联动调节。限时保护时间与限时时间的对应关系见表 6-3。

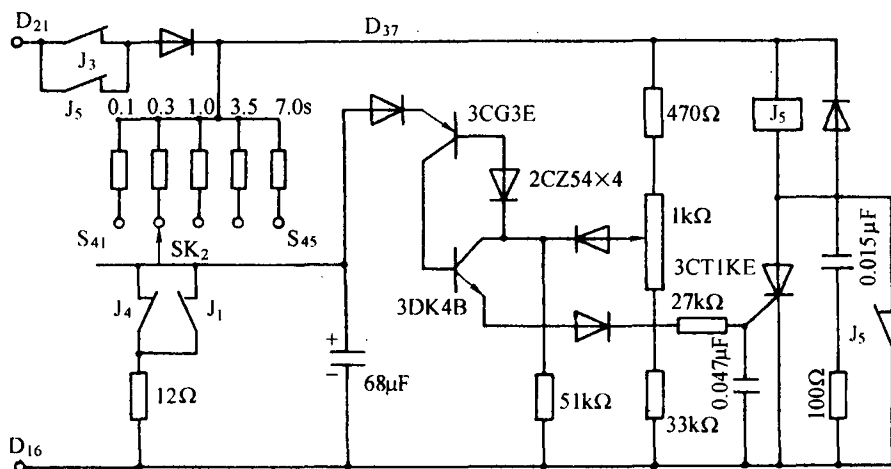



图 6-18　XG-500 型 X 线机限时保护电路

表 6-3　限时保护时间与限时时间的对应关系

| 限时保护时间（s） | 限时时间（s） |
|---|---|
| 0.1 | 0.02～0.08 |
| 0.3 | 0.1～0.25 |
| 1.0 | 0.3～0.8 |
| 3.5 | 0.1～3.2 |
| 7.0 | 4.0～6.0 |

当零相位合闸主令继电器 $J_3$ 线圈得电工作，其触点闭合后，限时保护电路和限时器同时工作，其工作原理完全相同。只是充电回路中 R、C 的值不同，使限时保护继电器 $J_5$ 线圈的得电时间滞后于继电器 $J_1$ 线圈的得电时间。如果限时器发生故障，延时时间太长或继电器 $J_1$ 不工作，继电器 $J_5$ 则在稍长于预置曝光时间后得电工作，其常闭触点使继电器 $J_3$ 线圈失电，振荡电路因无 +15V 电源而停振。主晶闸管 $3CT_1$、$3CT_2$ 截止，曝光结束，起到保护作用。

由于继电器 $J_5$ 线圈得电工作后自锁，曝光结束后继电器 $J_5$ 线圈仍继续工作，使继电器 $J_3$ 线圈处于断路状态，不能得电，再次摄影无法进行。必须关机排除故障后，机器才能正常工作。

## 八、过载保护与指示电路

为了既充分发挥 X 线管的效率，又不损坏 X 线管，在电路中设有一次性过载保护电路，毫安、千伏、秒（mA、kV、s）三参量连锁保护。同时为了使操作者尽快发现过载状态，还设有过载指示。

### （一）过载保护电路

1. **电路结构**　图 6-19 是过载保护电路图。其中 2KB 是过载保护变压器，初级与高压初级并联；$R_1$～$R_{21}$ 为过载信号调节电阻，两个 1kΩ 电阻和两个 2DW7B 稳压管组成过载信号取样电桥；$SJ_1$～$SJ_6$ 是时间保护继电器，由时间选择器 SK 切换；GJ、BJ 是过载保护继电器。

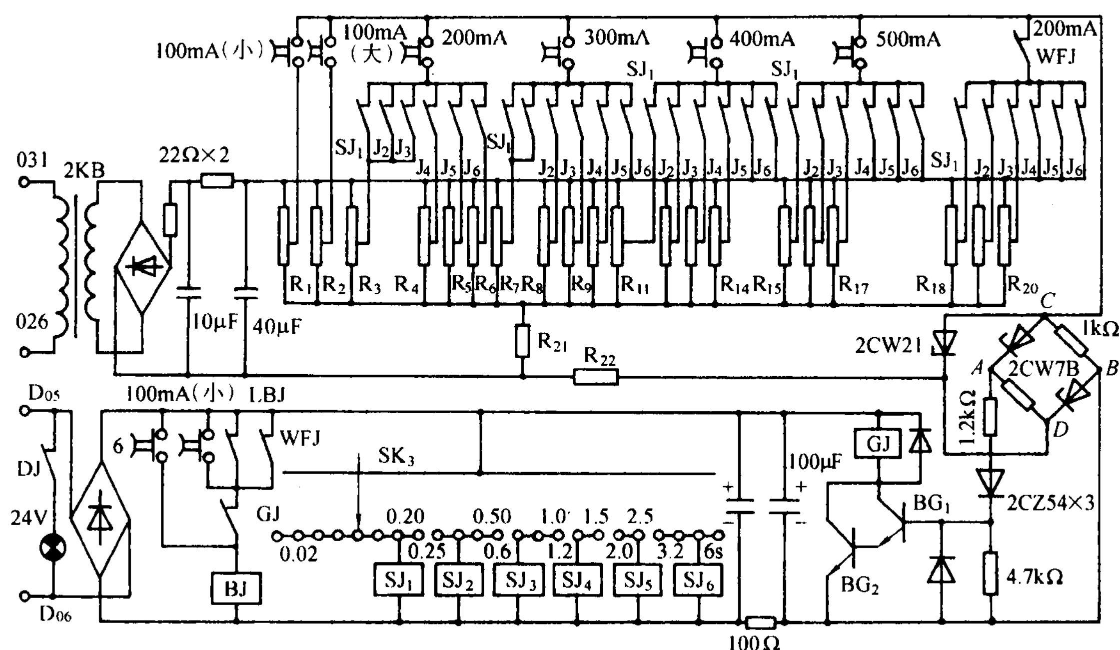



**图 6-19 XG-500 型 X 线机过载保护电路**

由于变压器 2KB 初级绕组与高压变压器初级绕组并联，所以其次级绕组输出电压将随摄影管电压同步变化。该电压经整流滤波后，加到电阻 $R_1 \sim R_{21}$ 上，通过调节取出信号电压，经毫安选择器（100～500mA）和时间保护继电器（$SJ_1 \sim SJ_6$）触点，加到过载信号取样电桥 C，D 两端。这个电压反映了相应摄影管电流和曝光时间下，管电压的最大允许值。该电压经过信号取样电桥后，由 A，B 两端输出，并加在三极管 $BG_1$，$BG_2$ 组成的复合放大电路中放大，以推动继电器 GJ 工作。

2. 工作程序

（1）不过载：当摄影条件（mA，kV，s）在允许使用范围时，从 $R_1 \sim R_{20}$ 各电位器上获得的电压，加到电桥输入端 D（+）、C（−）后，使电桥输出电压 $U_A > U_B$，且 $U_{AB} \geq 1.4V(U_{be1} + U_{be2})$，复合管 $BG_1$，$BG_2$ 导通，继电器 GJ 和 BJ 相继工作。接通摄影控制电路，曝光可以进行。

（2）过载：当摄影条件超过允许范围时，$U_{DC}$ 升高，由于稳压管的作用，$U_A = 6V$ 不变，而 $U_B$ 升高，使 $U_{AB} < 1.4V$，复合管 $BG_1$，$BG_2$ 截止，继电器 GJ，BJ 不工作，控制电路中的接触器 SC 不能工作，即使按下曝光手闸 PA，曝光也不能进行。从而防止了 X 线管在超负荷状态下工作。

**（二）过载指示电路**

1. 电路结构　该电路是由两个三极管 3AX31B 组成的多谐振荡器，如图 6-20 所示。图中 BD 是过载指示灯。

2. 工作程序

（1）开机：按下开机按钮，在技术选择和毫安选择未选的情况下，继电器 GJ，BJ 不工作，其常闭触点接通振荡器电源，BD 灯闪亮，显示过载状态。

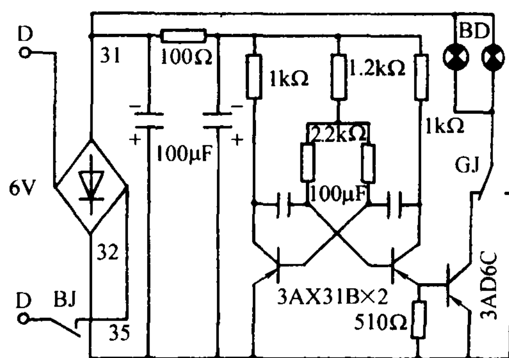



图 6-20 XG-500 型 X 线机过载指示电路

(2)不过载:所选条件不超负荷,即电路不过载时,继电器 GJ,BJ 均工作,其常闭触点切断振荡器电源,BD 不亮。

(3)过载:所选条件超负荷,即电路过载时,继电器 GJ,BJ 均不工作,其触点接通振荡器电源,BD 闪亮,显示过载状态。

**(三)技术选择和焦点选择指示电路**

1. **电路结构** 该电路如图 6-21 所示。图中 $ZOB_5$～$ZOB_7$ 为自耦变压器的独立绕组,分别为各指示灯和诊视床点片滤线器振动电机 YLD 提供电源。

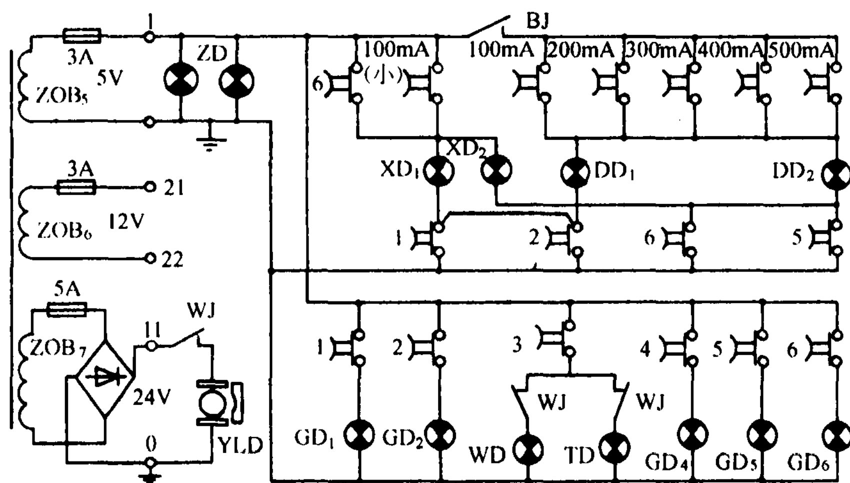



图 6-21 XG-500 型 X 线机指示灯电路

2. **工作程序**

(1)开机:按下开机按钮,自耦变压器得电工作,仪表指示灯 ZD 燃亮。

(2)技术选择指示:按下技术选择按钮"1"～"6"中任一档,对应指示灯应亮,以表示技术选择正确。

(3)毫安选择指示:按下 100mA 小焦点按钮,并按下相应技术选择“1”,“2”或“5”,“6”,小焦点指示灯 $XD_1$,$XD_2$燃亮;按下 100～150mA 大焦点各按钮,并按下相应技术选择“1”,“2”或“5”,大焦点指示灯 $DD_1$,$DD_2$燃亮,以表示焦点选择正确。

## 九、控制电路

控制电路包括诊视床 X 线管的透视和胃肠摄影控制电路、立柱 X 线管的普通摄影、滤线器摄影、体层床 X 线管的透视和滤线器摄影控制电路。

**(一)透视和胃肠摄影控制电路**

1. *电路结构* 该电路如图 6-22 所示。按钮“1”～“6”为技术选择,其中“1”和“2”分别是立柱 X 线管普通摄影和滤线器摄影技术选择,“3”是诊视床 X 线管透视和胃肠摄影选择,“4”和“5”是体层 X 线管透视和滤线器摄影选择,“6”是体层摄影技术选择;1SJ～4SJ 是毫安选择继电器;XQZ,DQZ 和 SQZ 是 X 线管高压交换闸;TC 是透视高压接触器。

2. *工作程序*

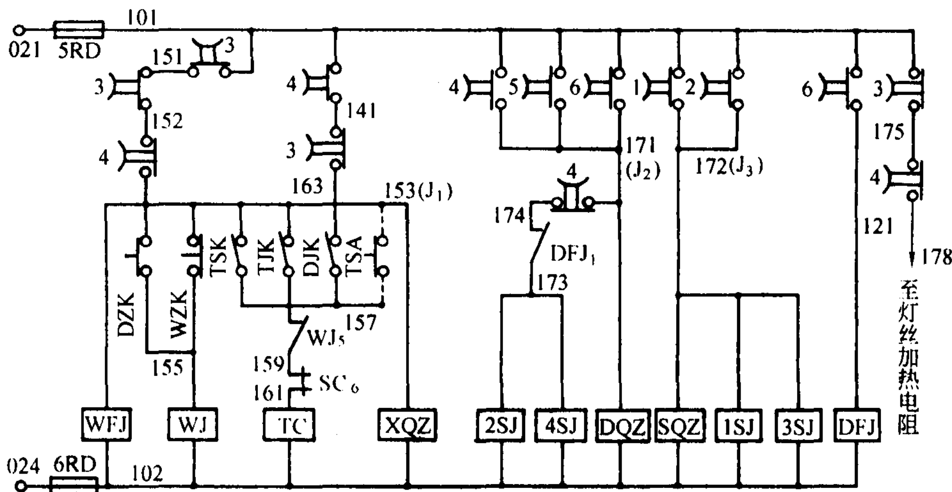
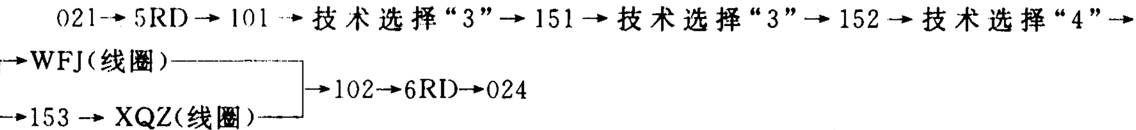



**图 6-22 XG-500 型 X 线机透视和胃肠摄影控制电路**

(1)诊视床 X 线管透视:按下技术选择“3”,高压交换闸 XQZ 线圈得电工作,将诊视床 X 线管(1XG)接入高压次级电路;胃肠摄影辅助继电器 WFJ 线圈得电工作,触点接通容量保护电路中 200mA 档及过载保护电路;继电器 3QJ 线圈得电,其触点把诊视床 X 线管定子绕组接入启动控制电路(见旋转阳极启动电路),电路完成透视和胃肠摄影的准备工作。高压交换闸 XQZ,继电器 WFJ 线圈的得电电路为:

021→5RD→101→技术选择“3”→151→技术选择“3”→152→技术选择“4”→




踩下脚闸 TJK 或按下按钮 TSA,TSK,透视高压接触器 TC 线圈得电,其触点接通透视高压初级电路,曝光开始;透视完毕,松开 TJK 或 TSA,TSK,透视高压接触器 TC 线圈失电,其

触点断开高压初级电路，曝光结束。透视高压接触器TC线圈的得电电路为：021→5RD→101→技术选择“3”→151→技术选择“3”→152→技术选择“4”→TJK(或TSA，TSK)→157→$WJ_5$(常闭)→159→$SC_6$(常闭)→161→TC(线圈)→102→6RD→024。

(2)胃肠摄影：胃肠摄影应在透视前预置好摄影管电压和曝光时间。透视过程中需进行摄影时，应抬起荧光屏下侧的送片手柄向左送片，此时预备开关WZK(大片摄影时为DZK)闭合，切换继电器WJ工作，将电路由透视状态切换至200mA大焦点摄影状态。继电器WJ线圈的得电电路为：021→5RD→101→技术选择“3”→151→技术选择“3”→152→技术选择“4”→WZK(或DZK)→155→WJ(线圈)→102→6RD→024。

继续送片到位后，胃肠摄影曝光开关WK(图6-22)被压合，摄影高压触电器SC线圈得电工作，其触点闭合使继电器$J_4$工作，为曝光提供条件。同时继电器SFJ，SJ相继工作，延时0.8s后辅助继电器FZJ工作，旋转阳极正常运转。同时$FZJ_2$闭合，使零相位合闸主令继电器$J_3$线圈得电，曝光开始，至预置时间(由限时器控制)曝光结束。将送片手柄退回原位，电路恢复透视状态。摄影高压预备接触器SC线圈的得电电路为：101(0V)→SC(线圈)→$BJ_3$(常开)//$SC_5$(自锁)→250→WK(或DSK)→102(220V)。

继电器$J_4$线圈得电电路为：$D_{21}$→$D_{15}$→SC(常开)→$D_{25}$→$J_4$(线圈)→$D_{16}$。

辅助继电器SFJ线圈得电电路为：101(0V)→SFJ(线圈)→WK(或DSK)→102(220V)。

延时继电器SJ线圈得电电路为：101(0V)→SJ(线圈)→258→$YJ_3$(常开)→WK(或DSK)→102(220V)。

辅助继电器FZJ线圈得电电路为：101(0V)→FZJ(线圈)→254→$SJ_2$→102(220V)。

主令继电器$J_3$线圈得电电路为：$D_{21}$→$D_{15}$→SC(常开)→$J_3$(线圈)→$D_{45}$→$J_5$(常开)→$J_4$(常开)→$FZJ_2$(常开)→61→$SSJ_1$(常闭)→62→WJ(常开)→$D_{16}$。

(3)体层床X线管透视：透视时应按下技术选择“4”，高压交换闸DQZ线圈得电工作，将体层床X线管(2XG)接入高压次级电路。同时切断体层摄影毫安调节电路，接通透视毫安调节电路，小焦点灯丝初级绕组$XJB_1$得电，小焦点灯丝加热，完成透视准备工作。高压交换闸DQZ线圈得电电路为：021→5RD→101→技术选择“4”→171→DQZ(线圈)→102→6RD→024。

踩下体层床透视脚闸DJK，透视高压接触器TC线圈得电工作，高压初级电路接通，曝光开始。透视完毕，松开DJK，TC失电，曝光结束。透视高压接触器TC线圈得电电路为：021→5RD→101→技术选择“4”→141→技术选择“3”→163→DJK→157→$WJ_5$(常闭)→159→$SC_6$(常闭)→161→TC(线圈)→102→6RD→024。

**(二)其他摄影控制电路**

1. *电路结构* 该电路如图6-23所示。PA是曝光手闸，SPA是速摄手闸；HLJ和DLJ分别是电动诊视床和体层床滤线器启动电磁铁线圈；SSJ和SZJ为速摄继电器；DSJ为停止摄影继电器；$LSJ_1$为体层床滤线器摄影预备继电器触点。

2. *工作程序*

(1)立柱X线管普通摄影：按下技术选择“1”，高压交换闸SQZ线圈得电，将立柱X线管(3XG)接入高压次级电路。毫安选择器1SJ，3SJ线圈得电工作，其触点闭合，将毫安调节电阻1SR和空间电荷抵偿变压器次级绕组接入毫安调节电路。继电器1QJ线圈得电，其触点闭合将立柱X线管的定子绕组接入旋转阳极启动控制电路，完成摄影前电路准备工作。高压交换

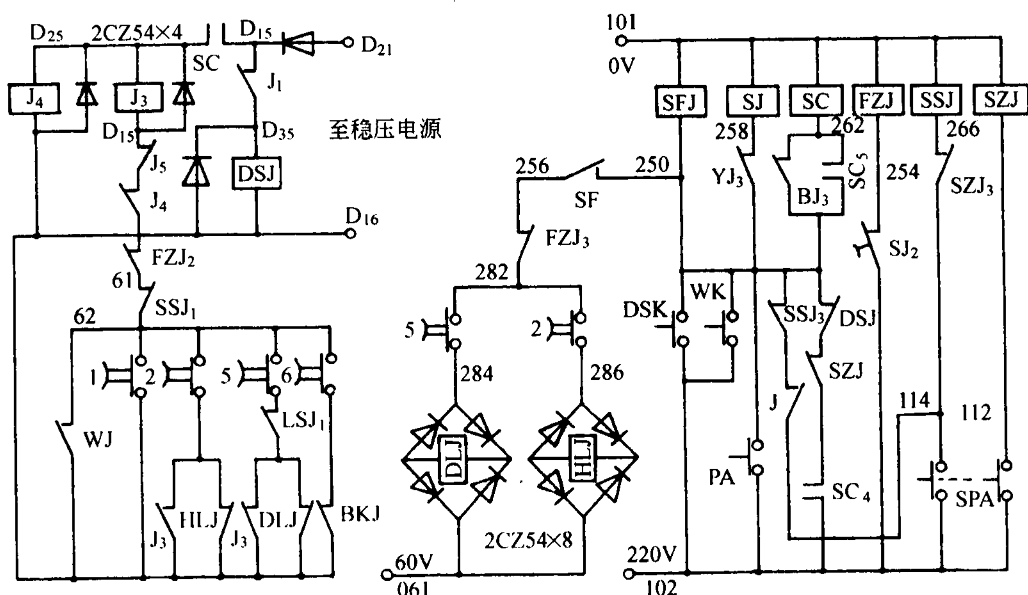
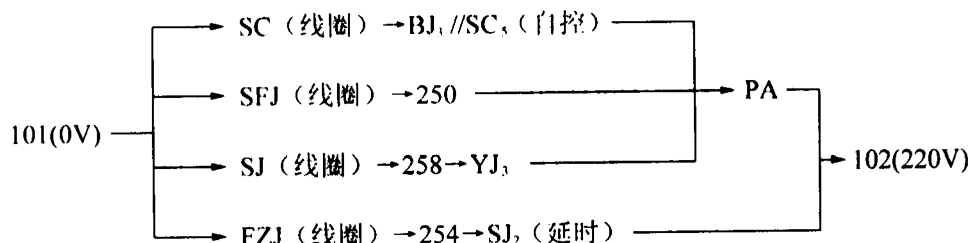



图 6-23 XG-500 型 X 线机摄影控制电路

闸 SQZ 线圈、继电器 1SJ，3SJ 线圈得电电路为：021→5RD→101→技术选择“1”→SQZ//1SJ//3SJ(线圈)→102→6RD→024。

按下曝光手闸 PA，接触器 SC 线圈和继电器 SFJ 线圈得电工作，其触点闭合，使继电器 $J_4$，SJ 线圈相继工作，旋转阳极迅速启动。延时 0.8s 后，辅助继电器 FZJ 线圈得电，旋转阳极正常运转。触点 $FZJ_2$ 闭合，使主令继电器 $J_3$ 线圈得电工作，曝光开始。至预定时间继电器 $J_1$ 线圈得电工作，曝光结束。松开手闸 PA，接触器 SC 线圈、继电器 SFJ 和 SJ 线圈失电。接触器及继电器 SC，SFJ，SJ，FZJ 线圈得电电路为：




主令继电器 $J_3$ 线圈得电电路为：$D_{21}$→$D_{15}$→SC(常开)→$D_{25}$→$J_3$(线圈)→$D_{45}$→$J_5$(常闭)→$J_4$(常开)→$FZJ_2$(常开)→61→$SSJ_1$(常闭)→62→技术选择“1”→$D_{16}$。

(2)立柱 X 线管诊视床滤线器摄影：按下技术选择“2”，其控制电路的准备工作除了和普通摄影基本相同外，还把滤线器启动电磁线圈 HLJ 接入电路。

当按下曝光手闸 PA 时，接触器和继电器 SC，SFJ，SJ 线圈相继得电，其得电电路与普通

摄影时完全相同。触点$SFJ_4$闭合，使HLJ线圈得电工作，将滤线栅吸至一边，并将所控触点HLJ压开，切断主令继电器$J_3$线圈的工作电路。0.8s延时后，继电器FZJ线圈得电工作，触点$FZJ_3$打开，使HLJ线圈失电，滤线栅在簧片作用下开始振动。同时触点HLJ复位闭合，主令继电器$J_3$线圈得电工作，保证了滤线栅在曝光前振动。主令继电器$J_3$线圈得电工作并自锁，曝光开始，至预定时间继电器$J_1$线圈工作，曝光结束。松开PA，接触器及继电器SC，SFJ，SJ等线圈失电，电路恢复起始状态。电磁铁线圈HLJ得电电路为：102→PA→250→$SFJ_4$(常开)→256→$FZJ_3$(常闭)→282→技术选择"2"→286→HLJ(线圈)→061。

主令继电器$J_3$线圈得电电路为：$D_{21}$→$D_{15}$→SC(常开)→$D_{25}$→$J_3$(线圈)→$D_{45}$→$J_5$(常闭)→$J_4$(常开)→$FZJ_2$(常开)→61→$SSJ_1$(常闭)→62→技术选择"2"→HLJ(常闭)// $J_3$(自锁)→$D_{16}$。

(3)体层X线管滤线器摄影：按下技术选择"5"，高压交换闸DQZ线圈得电工作，其触点闭合，将体层X线管(2XG)接入高压次级电路，同时也把体层床滤线器启动电磁铁线圈DLJ接入控制电路。继电器2SJ，4SJ线圈得电，把毫安调节器电阻2SR和空间电荷抵偿变压器次级绕组$KHB_2$接入毫安调节电路。继电器2QJ线圈得电工作，其触点闭合将旋转阳极定子绕组接入阳极启动电路。

按下体层床上的电源按钮，并使床身上升，床身至"0"位后，继电器LSJ线圈得电，触点$LSJ_1$闭合，为主令继电器$J_3$工作准备条件。操作滤线器伸出按钮，使滤线器伸出至床中心，电路准备工作完成。

按下曝光手闸PA，电路工作程序与立柱X线管诊视床滤线器摄影基本相同，只是滤线器启动电磁铁线圈DLJ和主令继电器$J_3$工作电路有所变化。电磁铁线圈DLJ的得电电路为：102(220V)→PA→250→$SFJ_4$(常开)→256→$FZJ_3$(常闭)→282→技术选择"5"→284→DLJ(线圈)→061(60V)。

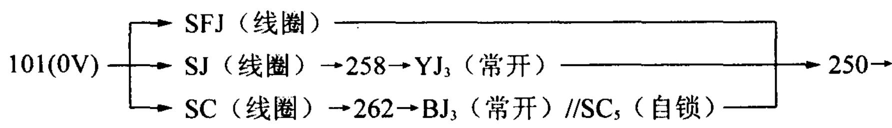
主令继电器$J_3$线圈得电电路为：$D_{21}$→$D_{15}$→SC(常开)→$D_{25}$→$J_3$(线圈)→$D_{45}$→$J_5$(常闭)→$J_4$(常开)→$FZJ_2$(常开)→61→$SSJ_1$(常闭)→62→技术选择"5"→$LSJ_1$(常开)→DLJ(常闭)// $J_3$(自锁)→$D_{16}$。

(4)速摄：速摄是指由操作者自已选择最佳时机迅速曝光的控制方式，适合于上述各种摄影。由双档速摄手闸SPA和速摄继电器SSJ和SZJ控制。

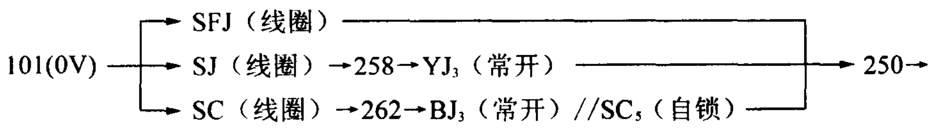
速摄时，先按下SPA第一档，102，114接通，速摄预备继电器SSJ工作，触点$SSJ_3$闭合，高压接触器SC工作并自锁，继电器SFJ、SJ相继工作，旋转阳极启动。同时触点$SSJ_1$断开，切断继电器$J_3$工作电路，保证在未接通SPA第二档之前，曝光不能进行。0.8s延时后继电器FZJ工作，旋转阳极正常运转，触点$FZJ_2$闭合，为主令继电器$J_3$工作提供条件，电路完成准备工作。此时只要按下SPA第二档即可进行曝光。

选择最佳摄影时机，迅速按下SPA第二档，102，112接通，继电器SZJ工作，触点$SZJ_3$打开，继电器SSJ失电，其触点$SSJ_1$闭合，接通主令继电器$J_3$线圈，$J_3$的触点闭合，曝光开始。至预定时间后继电器$J_1$得电工作，曝光结束。松开SPA，各接触器、继电器失电，电路恢复起始状态。按下SPA第一档，速摄继电器SSJ线圈得电电路为：101(0V)→SSJ(线圈)→266→$SZJ_3$(常闭)→114→SPA(第一档)→102(220V)。

继电器及接触器SFJ，SJ，SC线圈得电电路为：




按下 SPA 第二档时，SFJ，SJ，SC 线圈得电电路为：




DSJ（常闭）→SZJ（常开）→$SC_4$（常开）→102(220V)

## 十、电动诊视床控制电路

### （一）电路结构

电动诊视床控制电路如图 6-24 所示。其中 ZD 是床身转动电动机，SJD 是床面升降电动机；BHC 是保护接触器，ZC 和 FC 分别是床身直立（正转）、水平及负角度（反转）接触器，SC 和 JC 分别是床面上升和下降接触器；ZDT 是电动制动电磁铁，电机运转时得电，衔铁脱离电机；1～4CK 是保护限位开关，5～10CK 是正常限位开关；FA 是复位开关。

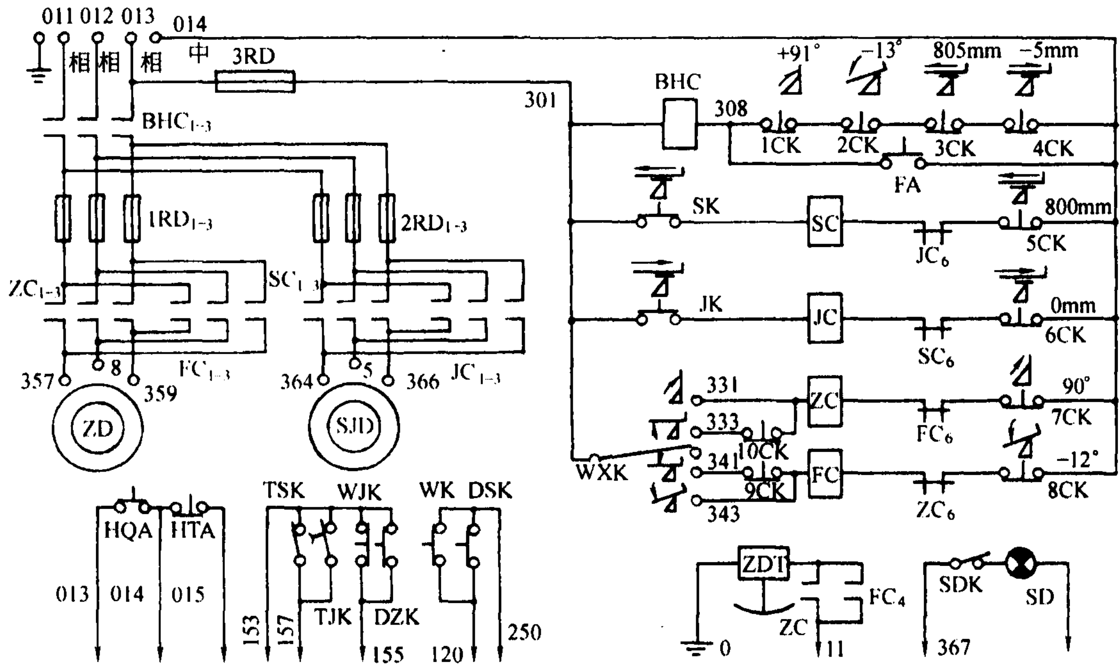



图 6-24　XG-500 型 X 线机电动诊视床控制电路

### （二）工作程序

正常工作时，开机 BHC 线圈就得电，其触点闭合，为诊视床电机工作提供条件。BHC 线

圈得电电路为:013(相)→3RD→301→BHC(线圈)→308→1CK～4CK(或按 FA)→014(中)。

1. *床面升降* 当床身处于垂直或水平位时,床面可向头端伸出 80cm。其控制是:按下床面上升按钮 SK,接触器 SC 线圈得电,触点闭合接通电机 SJD 电路,电机正转,经变速带动床面伸出,至 80cm 时将限位开关 5CK 压开,SC 线圈断电,触点打开,SJD 停转。床面上升接触器 SC 线圈的得电电路为:013(相)→3RD→301→SK→SC(线圈)→$JC_6$→5CK→014(中)。

按下床面下降按钮 JK,接触器 JC 得电工作,其触点接通电机 SJD 电路,SJD 换相反转,带动床面下降,至 0cm(与床身齐平)时,将 6CK 压开,JC 线圈失电,触点打开,SJD 停转。床面下降接触器 JC 线圈得电电路为:013(相)→3RD→301→JK→JC(线圈)→$JC_6$→6CK→014(中)。

控制 SK 或 JK 的通断,可使床面停在所需位置。

2. *床身由水平转向直立* 将床身转动选择开关 WXK 拨至 331 位,床身正转接触器 ZC 得电,其触点接通电机 ZD 工作电路,同时制动电磁铁 ZDT 得电,吸动衔铁与电机轴脱离。ZD 正转经变速带动床身达垂直位 90°时,将限位开关 7CK 压开,ZC 失电触点打开,同时 ZDT 断电制动,电机立即停转,床身停于垂直位。床身正转接触器 ZC 线圈的得电电路为:013(相)→3RD→301→WXK→331(或 333→10CK)→ZC(线圈)→$FC_6$→7CK→014(中)。

3. *床身由负角度(—12°)转向水平* 将 WXK 拨至 333 位,电机 ZD 得电正转,床身由负角度位向水平转动,至水平时将 10CK 压开,ZC 断电,电机停转,床身停在水平位。

4. *床身由直立转向水平* 将 WXK 拨至 341,反转接触器 FC 得电工作,同时 ZDT 得电,衔铁与电机轴脱离,电机反转,带动床身由直立向水平转动至水平位时,将限位开关 9CK 压开,FC 失电,ZD 停转并制动。床身反转接触器 FC 线圈得电电路为:013(相)→3RD→301→WXK→343(或 341→9CK)→FC(线圈)→$ZC_6$→8CK→014(中)。

5. *床身由水平或直立转向负角度* 将 WXK 拨至 343,其过程与床身由直立至相同,只是到达负角度时将 8CK 压开,床身停于负角度位。

6. *保护电路* 为防止各限位开关失灵而造成事故,电路中设有保护电路。即在某限位开关失灵时。另一限位开关工作,将电路切断。例如,直立限位开关 7CK 失灵时(90°),保护限位开关 1CK(91°)被压开,BHC 失电,切断电机的电源,电机停转。此时,要将床身回转至水平,必须要将 WXK 拨至 341 电机反转位,然后再按下复位按钮 FA,BHC 线圈经过“013→3RD→301→BHC(线圈)→FA→014”回路得电,床身才可由直立位转向水平。

机器在使用过程中,如果发生此类情况,应及时检修,排除故障,方可继续使用,否则将会出现危险。

(苏州卫生职业技术学院 王德华)

# 第7章 程控X线机

程控X线机(以下简称程控机)是由单片机控制的工频X线机,由于采用了计算机控制技术,设备的自动化程度显著提高,使用户操作简单方便,由于采用了输出参量软件补偿方式,使kV,mA,s三参量的控制更为精确。程控机的高压输出kV值的补偿、高压输出mA值的补偿、高压变压器初级零点投闸控制、高压变压器初级投闸相位控制及设备运行自检功能均由计算机软件实现。本章以FS302-1A型500mA程控机为例介绍。

## 第一节 概 述

FS302-1A型500mA程控机(包括FSK302-1A型控制台与FSB302-1A型高压变压器组件)是我国自行研制生产的一种程控机,它的控制台采用单片机控制,其透视、摄影条件由LED数码管显示,输出控制自动进行,单片机内存储了多种可修改的程序摄影参数,可以方便、准确地进行人体各部位的检查。

### 一、基本配置

由FSK302-1A型控制器与FSB302-1A型高压发生器,$XD_{51}$-20,40/125,$XD_{52}$-30,50/125 X线管组件,可组成双管或单管125kV,500mA医用诊断X线发生装置。配合诊视床、摄影床及医用电视系统,可进行普通摄影、滤线器摄影、体层摄影、立位摄影、透视和点片摄影以及自动透视等功能,适合于各类医疗和教学科研单位使用。

### 二、主要特点

1. 在控制器上设有调节透视kV和mA的电位器。摄影床摄影和胃肠摄影检查所选取的kV,mA,s在容量保护电路允许的情况下各自独立,互不影响。

2. 阳极启动、运转及灯丝加热电路的工作状态是否正常,均受微机系统的监测。凡发生阳极不能启动运转,X线管灯丝电路异常等故障,微机显示错误代码,避免设备受到进一步的损坏。曝光采用两套限时控制,避免患者受到过量辐射。

3. 摄影管电流选定的同时焦点自动切换,便于医护人员的操作。摄影程序保证至少有1.2s的灯丝升温和旋转阳极启动时间,使灯丝加热和旋转阳极转速达到稳定,确保摄影mA输出的稳定和旋转阳极不被损坏。

4. 采用kV,mA,s三参量自由调节的工作方式,便于操作者进行摄影参数调整。最高容量限制条件根据X线管的参数由软件设定,保证了X线管在曝光过程中不被损坏,当所选用的摄影条件高于规定值时,蜂鸣器给出提示音响,面板参数不发生改变。

5. 由软件进行摄影高压补偿,保证在规定的电源条件下有较为准确的管电压输出。同时在灯丝加热电路的设计中,对不同的kV和不同的mA软件规定了不同的灯丝触发频率,提高了kV和mA输出的准确性。

6. 设计了两套透视限时电路，在透视过程中提示设备操作人员控制患者接受X线辐射的剂量。一套由程序软件控制，透视累积限时5min，累积透视达到4.5min出现蜂鸣器报警，累积透视达到5min切断X线输出，为了保证诊断过程中透视的正常进行，操作面板上还设置了透视限时复位键，在透视过程中可随时按下复位键对5min限时器进行复位。另一套由延时继电器控制，当透视连续（踩下脚闸不间断）加载超过10min时，切断高压，终止X线输出。

7. 低压电源、控制电源、微机电源均与外电源进行了隔离，降低患者、医生和设备维修人员遭受电击的可能性。

8. 曝光方式采用两档手闸控制方式，当曝光控制出现异常时可以及时松开手闸结束曝光。手闸电路为低压直流电源，在手闸意外损坏时能够保证操作者的安全。

9. 诊视床和摄影床的转换由面板上的技术选择功能键确定，当某一功能选定之后，其对应的工作床、台自动完成切换。

10. 故障自检功能，当设备运行中出现某种故障时，会显示相应的故障代码。如表7-1所示。

表7-1 故障代码表

| 故障代码 | 故障原因 | 排除方法 |
|---|---|---|
| Err 1 | 电源波动范围超过规定值 | 将电源电压控制在380V±38V范围内 |
| Err 3 | 同步信号异常 | 检查电源频率是否在50Hz±1Hz或60Hz±1Hz范围内，检查电源板TP5的100Hz脉冲同步信号是否正常 |
| Err 4 | 阳极启动异常 | 检查X线管组件定子线包的工作绕组和启动绕组工作电压是否正常，检查接口板旋转阳极定子线包电压、电流取样电路工作是否正常 |
| Err 5 | 灯丝增温异常 | 检查灯丝板TP7输出电压是否正常，检查接口板灯丝电流取样电路工作是否正常 |
| Err 6 | 在规定的时间内未检测到手闸Ⅱ档信号 | 检查手闸Ⅱ档接线是否开路，等待手闸Ⅱ档时间超过12s |
| Err 7 | 断层返回口无信号 | 检查断层运动是否正常，断层曝光返回信号输入端口是否收到闭合信号 |
| Err 8 | 滤线器返回口无信号 | 检查滤线器筛动是否正常，滤线器筛动返回信号输入端口是否收到闭合信号 |
| Err 9 | 曝光过程中手闸提前释放 | 检查手闸Ⅱ档是否存在接触不良的现象 |
| Err 10 | 曝光过程中mA过高 | 测试mA输出值是否过高，检查采样板的摄影mA取样电路工作是否正常 |
| Err 11 | 曝光过程中mA过低 | 测试mA输出值是否过低，检查采样板的摄影mA取样电路工作是否正常 |
| Err 12 | 曝光结束后中手闸未释放 | 曝光结束后手闸释放超过15s，手闸出现短路或点片摄影结束后片车未退回初始位 |
| Err 14 | 高压初级异常 | 检查主可控硅是否短路，检查接口板高压初级取样电路工作是否正常 |
| Err 15 | 第一套限时失灵 | 检查微机板是否有元器件损坏 |
| Err 21 | 透视碳轮调整异常 | 检查电源板透视碳轮驱动电路工作是否正常，检查透视碳轮是否撞到限位块 |
| Err 22 | 电源碳轮调整异常 | 检查电源板电源碳轮驱动电路工作是否正常，检查电源碳轮是否撞到限位块 |
| Err 23 | 摄影碳轮调整异常 | 检查电源板摄影碳轮驱动电路工作是否正常，检查电源碳轮是否撞到限位块 |

## 三、主要技术参数

1. 本机主电路按单相 380V(即线电压)50Hz 正弦波、对称交流电源设计。电源要求三相四线制:使用两条相线、一条中线、一条安全接地线。该机的供电电源应具有能同时切断两根相线的分断开关,开关及所配熔断器的容量不应低于 70A。该机不允许接在临时性小容量发电设备上,亦不允许与其他的瞬时大负载设备同一线路并联应用。

2. 电源电压允许波动范围:380±38V;电源内阻允许范围:不大于 0.3Ω;电源频率允许变化范围:50±1Hz 或 60±1Hz;过电流释放器的额定值:70A;漏电保护器对地漏电流额定值:20mA 电磁式。

## 四、使用方法

### (一)控制台结构

控制台包括高压发生装置控制柜、高压发生装置操作显示板、高压变压器组件、ZC15XY-1 诊视床遥控板及电视监视操作等部分,其外形结构见图 7-1。控制器操作界面,如图 7-2 所示。

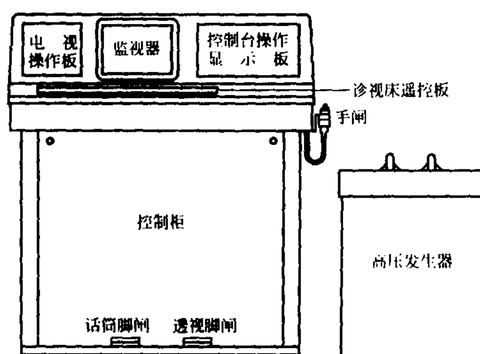



图 7-1 控制装置与高压发生装置

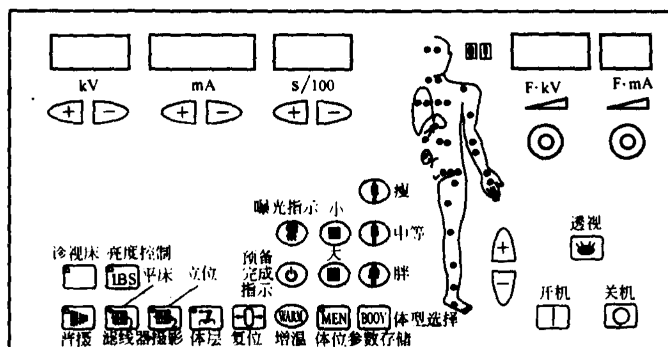



图 7-2 显示板示意图

**(二)操作方法**

1. 透视

(1)合上电源闸。

(2)按下操作台上的开机按键,控制台开机,再按下诊视床选择键切换至诊视床。

(3)调节透视管电压调节钮,使透视 kV 显示为所需的数值。透视管电流(F·mA)旋钮至最低。

(4)踩下透视脚闸或按下透视键,黄色曝光指示灯亮起,开始进行透视,调节透视管电流调节钮至所需的透视 mA 值,松开脚闸或透视键就可以停止透视。

(5)透视过程中可以调节透视管电压(F·kV)调节旋钮和透视管电流(F·mA)旋钮,改变荧光屏上的亮度,再次透视时透视条件保持不变。增加透视管电压可以提高荧光屏的亮度,适当增加透视管电流可以提高显示图像的分辨率和信噪比,但增加透视管电压和透视管电流会增加患者接受 X 线辐射的剂量。

(6)5min 累积透视自动限时,透视开始 1s 后,在面板的 s/100 窗口显示 1,按每秒增加 1 个数的方式递增。当面板上的透视计时数值变为 270(4.5min)时,计算机开始发出蜂鸣报警信号,提示操作人员透视限时时间还有 30s,当面板上的透视计时数值变为 300s(5min)时,程序自动关闭透视,此时即使踩下透视脚闸或按着透视键也不能进行透视了。在透视过程中按透视复位键透视计时清零,可重新开始 5min 累积透视自动限时。

(7)10min 连续透视自动限时,在透视诊断中抬起脚闸或松开透视按键 10min 透视计时清零,当连续透视达到 10min 后,自动关闭透视。此时抬起脚闸开关或松开透视按键,10min 连续透视限时电路自动清“零”。再次踩下透视脚闸或按透视键透视继续进行,10min 连续透视计时重新开始。

2. 点片摄影

(1)将控制台上的开机按键按下。

(2)按下诊视床选择键。

(3)调整好控制台的透视条件。

(4)在控制台上选定点片摄影管电压值和曝光时间,程序将摄影管电流固定在 300mA。

(5)将增感匣置于暗盒夹内,选定胶片的分割方式(具体操作参看诊视床说明书)。

(6)踩下透视脚闸,确定照射部位,按下诊视床遥控操作板上的点片摄影键,增感匣开始向曝光位移动,灯丝升温和旋转阳极启动指示灯开始燃亮,当增感匣到达摄影位置,灯丝升温和旋转阳极启动完成后,曝光准备完毕绿色指示灯燃亮,开始进行点片曝光,同时黄色曝光指示灯燃亮,当达到曝光限时后,高压被切断,曝光终止。

(7)透视过程中的胃肠点片操作参看诊视床的说明书。

3. 普通摄影

(1)将控制台上的开机按键按下。

(2)安置病人并做好摄影前的一切准备(包括选定摄影条件等)。

(3)按下手闸Ⅰ档,灯丝升温和旋转阳极启动指示灯开始燃亮。

(4)待曝光准备完毕绿色指示灯点亮后,按下手闸Ⅱ档进行曝光,同时黄色曝光指示灯燃亮,当达到曝光限时后,高压被切断,曝光终止。

4. 影床筛动滤线器摄影

（1）在控制台上按一下摄影床滤线栅摄影方式键，高压发生装置的工作方式切换到摄影床滤线器摄影方式。

（2）其他步骤同普通摄影。

5. 立式摄影架筛动滤线器摄影

（1）在控制台上按一下立式摄影架滤线栅摄影方式键，机器的工作方式即切换到立式摄影架摄影方式。

（2）其他程序同普通摄影。

6. 体层摄影

（1）开机，在控制台面板上按下体层摄影键，选择体层摄影工作方式。

（2）设定摄影管电压和管电流，软件自动将曝光时间设定在2s。

（3）在体层摄影控制盒选择曝光角度和体层高度。

（4）按下手闸Ⅱ档，支柱开始运动，当到达曝光角时开始曝光，当曝光结束时，支柱运动也将停止，直线体层摄影即可完成。

7. 程序摄影

（1）开机并将机器的工作方式切换到普通摄影或滤线器摄影方式。

（2）根据患者体型，按动“体型”键选择胖、中、瘦体型，按动体位号增加键或减小键来选择体位和摄影方向（正位和侧位）。

（3）本机出厂时设定有30个体位90组摄影参数值，见表7-2，用户也可以自己根据使用胶片和暗室情况设定好合适的条件，再按下“存储”键将设定值存储下来，下次开机使用时同样有效。若恢复出厂时的程序摄影参数设置，方法是：①在关机状态下，将CPU板上的SW1.2拨至“ON”的位置；②开机，约1minCPU板上的蜂鸣器“鸣叫”，程序摄影参数恢复完成；③将CPU板上的SW1.2拨至“OFF”的位置。

（4）其他步骤同普通摄影。

表7-2 程序摄影体位参数表

| 体位 | 体型 | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 瘦 | | | 中 | | | 胖 | | |
| | kV | mA | s/100 | kV | mA | s/100 | kV | mA | s/100 |
| 1 | 50 | 50 | 25 | 52 | 50 | 25 | 54 | 50 | 25 |
| 2 | 50 | 50 | 25 | 52 | 50 | 25 | 54 | 50 | 25 |
| 3 | 50 | 50 | 25 | 52 | 50 | 25 | 54 | 50 | 25 |
| 4 | 50 | 50 | 20 | 52 | 50 | 20 | 54 | 50 | 20 |
| 5 | 58 | 50 | 40 | 60 | 50 | 40 | 62 | 50 | 40 |
| 6 | 64 | 50 | 60 | 66 | 50 | 60 | 68 | 50 | 60 |
| 7 | 64 | 50 | 60 | 66 | 50 | 60 | 68 | 50 | 60 |
| 8 | 66 | 100 | 150 | 68 | 100 | 150 | 70 | 100 | 150 |
| 9 | 80 | 100 | 60 | 84 | 100 | 60 | 90 | 100 | 60 |
| 10 | 80 | 100 | 100 | 84 | 100 | 100 | 94 | 100 | 100 |
| 11 | 70 | 100 | 40 | 72 | 100 | 40 | 74 | 100 | 40 |

（续　表）

| 体位 | 体型 | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 瘦 | | | 中 | | | 胖 | | |
| | kV | mA | s/100 | kV | mA | s/100 | kV | mA | s/100 |
| 12 | 78 | 100 | 80 | 80 | 100 | 80 | 84 | 100 | 80 |
| 13 | 70 | 100 | 40 | 72 | 100 | 40 | 74 | 100 | 40 |
| 14 | 76 | 100 | 80 | 80 | 100 | 80 | 84 | 100 | 80 |
| 15 | 70 | 100 | 80 | 72 | 100 | 80 | 74 | 100 | 80 |
| 16 | 70 | 100 | 80 | 72 | 100 | 80 | 74 | 100 | 80 |
| 17 | 68 | 100 | 150 | 70 | 100 | 150 | 72 | 100 | 150 |
| 18 | 74 | 100 | 150 | 76 | 100 | 150 | 80 | 100 | 150 |
| 19 | 58 | 100 | 40 | 60 | 100 | 40 | 62 | 100 | 40 |
| 20 | 54 | 50 | 30 | 56 | 50 | 30 | 58 | 50 | 30 |
| 21 | 54 | 50 | 15 | 56 | 50 | 15 | 58 | 50 | 15 |
| 22 | 54 | 50 | 20 | 56 | 50 | 20 | 58 | 50 | 20 |
| 23 | 50 | 50 | 25 | 52 | 50 | 25 | 54 | 50 | 25 |
| 24 | 50 | 50 | 15 | 52 | 50 | 15 | 54 | 50 | 15 |
| 25 | 50 | 50 | 15 | 52 | 50 | 15 | 54 | 50 | 15 |
| 26 | 66 | 200 | 30 | 70 | 200 | 30 | 72 | 200 | 30 |
| 27 | 76 | 200 | 40 | 80 | 200 | 40 | 84 | 200 | 40 |
| 28 | 74 | 300 | 25 | 78 | 300 | 25 | 80 | 300 | 25 |
| 29 | 68 | 100 | 200 | 70 | 100 | 200 | 74 | 100 | 200 |
| 30 | 68 | 100 | 200 | 70 | 100 | 200 | 74 | 100 | 200 |

8. 自动透视

(1)选择胃肠摄影方式，然后再按一下控制台上的IBS键即可选定当前的透视方式是自动亮度控制方式，IBS键指示灯亮。再次按下胃肠摄影方式键即可返回手动透视方式，此时IBS键指示灯灭。

(2)踩下透视脚闸或按下透视键即可透视，此时的透视kV由电视系统的亮度信号IBS自动控制，面板上的透视管电压旋钮失去作用。

(3)其他步骤同普通透视。

## 五、电路构成

FSK302-1A程控X线机主要由电源伺服电路、微机电源电路、灯丝加热电路、接口电路、采样电路、微机电路(CPU)、操作显示电路等构成，图7-3是程控X线机远离框图。

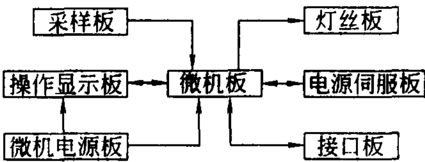



图7-3　FSK302-1A程控X线机原理框图

# 第二节 单元电路分析

## 一、开机电路

### (一)结构与功能

开机电路(开机板)的结构,如图 7-4 所示。其作用是利用轻触开关控制整个高压发生装置与 380V 网电源的连接和分断,使用本开机电路可以防止高压发生装置在开机的状态下,供电电源中断后又恢复时,高压发生装置不会自动与网电源连接,必需再一次按下开机键才能与网电源连接。

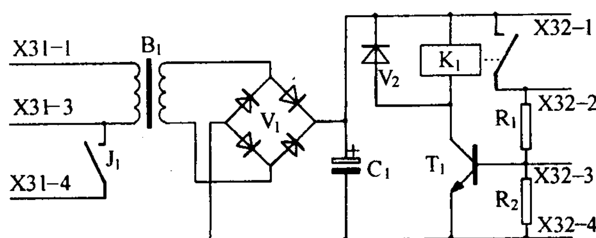



图 7-4 开机电路

### (二)电路分析

当按下操作显示板上的开机键时,X32-1 与 X32-2 接通,三极管 $T_1$ 导通,继电器 $K_1$ 吸合并通过 $K_1$ 的一组常开触点的闭合使三极管 $T_1$ 维持导通,此时即使开机键释放 $K_1$ 仍能保持闭合状态,$K_1$ 的另一组常开触点使 X31-3 与 X31-4 接通,控制开机接触器吸合,使高压发生装置与 380V 网电源连接。

X32-2(高电平)→$T_1$(导通)→$K_1$(吸合并自持)→X31-3 与 X31-4(闭合)→开机接触器(闭合)。

当按下显示板上的关机键时,X32-3 与 X32-4 接通,三极管 $T_1$ 关断,继电器 $K_1$ 释放,使开机接触器释放,切断高压发生装置的供电电源。

X32-3(低电平)→T1(截止)→K1(释放)→X31-3 与 X31-4(断开)→开机接触器(释放)。

## 二、电源电路

由控制台+15V 控制电路主电源(电源驱动板)、+5V 微机电路供电电源(微机电源板)、+15V 摄影 mA 模拟采样电路供电电源(微机电源板)组成。

### (一)+15V 控制电路主电源

该电源稳压值的准确度较高,电路采用三端可调稳压器,保证输出电压 15±0.2V,电路如图 7-5 所示。

1. 开机后低压变压器输出的 18V 交流电,经 DZ1-3 与 DZ1-4 加到全波整流器 $V_4$ 上,由 $V_4$ 硅桥整流为直流电压,再经电容 $C_5$,$C_6$ 滤波后,送入 $V_5$ 三端可调稳压器的输入端,通过调

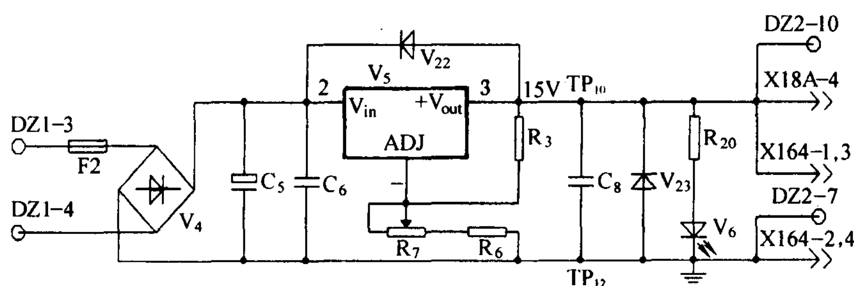



图 7-5 +15V 控制电路主电源

节 $R_7$ 电位器改变三端可调稳压器调整端的输出电压分压比，使三端可调稳压器 $V_5$ 输出+15V稳定的直流电压，提供控制电路主电源。

2. 其输出电压为 $V_{out}=1.2+1.2(R_6+R_7)\div R_3$。

3. $V_{22}$ 和 $V_{23}$ 为 $V_5$ 三端可调稳压器的保护二极管。

18V AC→$V_4$→$V_5$→X18A-4(+15V 电源)。

**(二)+5V CPU 电路供电电源**

该电路采用三端可调稳压器，保证输出电 5±0.2V，电路如图 7-6 所示。

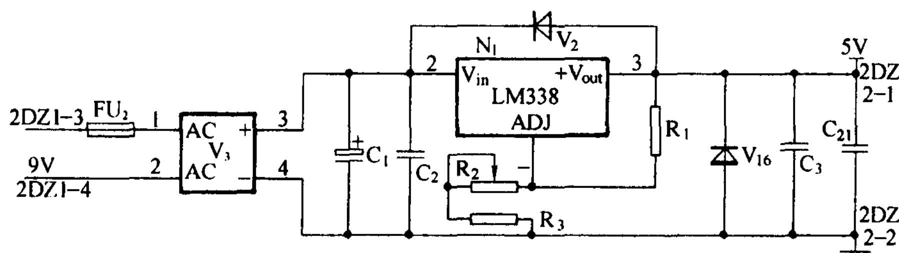



图 7-6 +5V CPU 电路供电电路

1. 开机后低压变压器输出的 9V 交流电，经 2DZ1-1 与 2DZ1-2 加到全波整流器 $V_1$ 上，由 $V_1$ 硅桥整流为直流电压，再经电容 $C_1$,$C_2$ 滤波后，送入 $N_1$ 三端可调稳压器的输入端，通过调节 $R_2$ 电位器改变三端可调稳压器调整端的输出电压分压比，使三端可调稳压器 $N_1$ 输出+5V稳定的直流电压，提供+5V 微机电源。

2. 输出电压为 $V_{out}=1.2+1.2(R_2+R_3)\div R_1$。

3. $V_2$ 和 $V_{16}$ 为 $N_1$ 三端可调稳压器的保护二极管。

9V AC→$V_1$→$N_1$→2DZ2-1(+5V 电源)。

**(三)+15V 模拟电路供电电源，如图 7-7 所示。**

开机后低压变压器输出的 18V 交流电，经 2DZ1-3 与 2DZ1-4 加到全波整流器 $V_3$ 上，由 $V_3$ 硅桥整流为直流电压，再经电容 $C_4$,$C_5$ 滤波后，送入 $N_2$ 三端固定稳压器的输入端，三端固定稳压器输出+15V 稳定的直流电压，提供摄影 mA 采样模拟电路的电源。

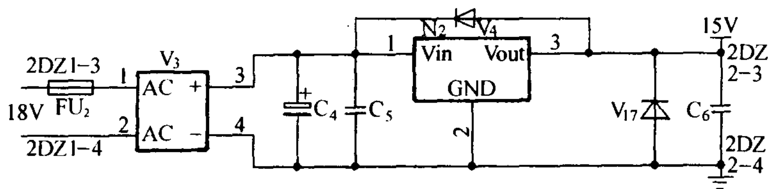



图 7-7　+15V 模拟电路供电电路

18V AC→$V_3$→$N_2$→2DZ2-3(+15V 电源)。

## 三、伺服控制电路

伺服控制电路包括电源电压调整驱动电路、摄影 kV 调整驱动电路、透视 kV 调整驱动电路，如图 7-8 所示。

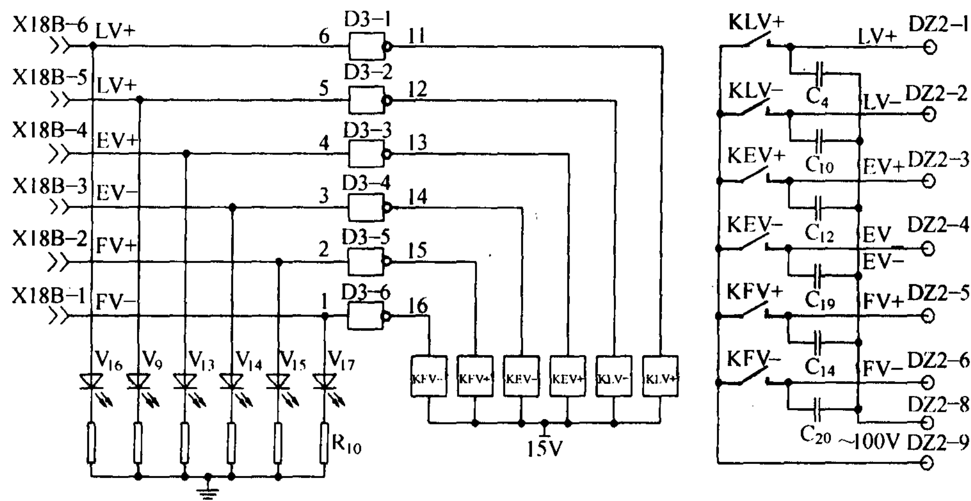



图 7-8　电源电压、摄影 kV、透视 kV 调整驱动电路

图中输入信号 LV+，LV-，EV+，EV-，FV+，FV-均为 CPU 板输出的伺服控制指令，其中 LV+为电源电压升高补偿指令，LV-为电源电压降低补偿指令，EV+为摄影高压初级值升高指令，EV-为摄影高压初级值降低指令，FV+为透视高压初级值升高指令，KFV-为透视高压初级值降低指令。

当电网电压发生变化、摄影条件发生变化或透条件发生变化时，CPU 将根据具体参数变化的需要发出相应的伺服控制指令，CPU 发出的控制指令经 ULN2004 七达林顿管反向驱动器后，控制相应的 KLV+，KLV-，KEV+，KEV-，KFV+，KFV-继电器吸合，使隔离变压器输出的 110V 交流电压施加到相应的伺服电机端头上，控制电源电压调整电机、摄影高压初级值调整电机或透视高压初级值调整电机正转或反转，以达到电源电压、摄影高压初级值、透视高压初级值调整的目的。

图中 $C_4$，$C_{10}$，$C_{12}$，$C_{14}$，$C_{19}$，$C_{20}$ 为伺服电机启动和停止时 KLV＋，KLV－，KEV＋，KEV－，KFV＋，KFV－继电器触点间的熄弧电容。下面以电源调整为例加以说明，摄影高压初级值、透视高压初级值调整与电源调整原理相同。

X18B-6(高电平)→D3:1(输出低电平)→KLV＋(吸合)→DZ2-1(输出 AC 110V 施加在伺服电机 1～2 绕组上，电机正转)，如图 7-9 所示。

X18B-5(高电平)→D3:2(输出低电平)→KLV－(吸合)→DZ2-2(输出 AC 110V 施加在伺服电机 3～4 绕组上，电机反转)，如图 7-10 所示。

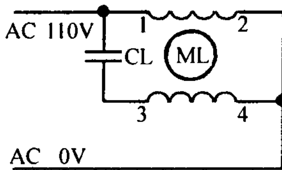



图 7-9 电机正转电路

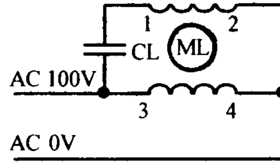



图 7-10 电机反转电路

## 四、灯丝电路

灯丝电路由灯丝逆变电路供电电源、灯丝输出脉冲宽度调整电路和灯丝逆变输出电路组成。

1. *灯丝逆变电路供电电源* 如图 7-11 所示。

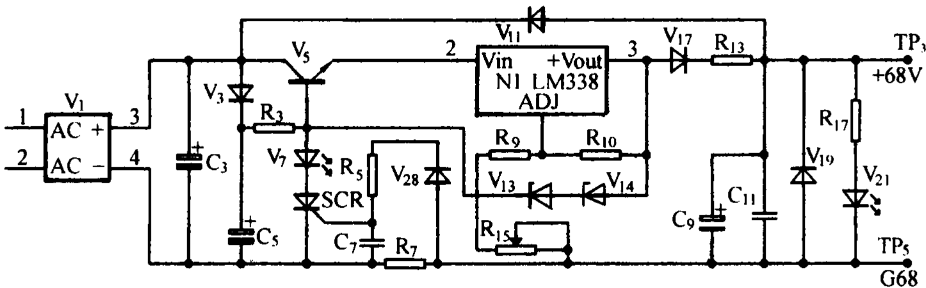



图 7-11 灯丝逆变电路供电电路

灯丝电路供电电源由主稳压电路、主稳压电路的电压限制电路和主稳压电路的过流保护电路组成。

主稳压电路是由三端可调稳压器 $N_1$ 和取样电路 $R_{10}$，$R_9$ 和 $R_{15}$ 组成，其输出电压：$V_{out}=1.2+1.2\times(R_9+R_{15})\div R_{10}$。

电压限制电路是由稳压管 $V_{13}$，$V_{14}$ 组成的电压限制电路，控制三极管 $V_5$ 的基极最大电压使其最大值为 $V_{out}+20V$，这样就保证了 $V_5$ 的发射极最大电压值不超过 $V_{out}+20V$，使三端可调稳压器 $N_1$ 上最大施加电压限制到 20V。

过流保护电路是由取样电阻 $R_7$ 和过流保护可控硅 SCR 组成，当输出电流超过 5A 时可控硅 SCR 导通，使保护三极管 $V_5$ 关断，这样当负载短路或过电流时保护稳压电路不被损坏。

68V AC→$V_1$→$V_5$→$N_1$→$V_{17}$→TP3(输出+68V 直流电压)。

2. **灯丝输出脉冲宽度调整电路** 如图 7-12 所示。电路中各点波形见图 7-13。

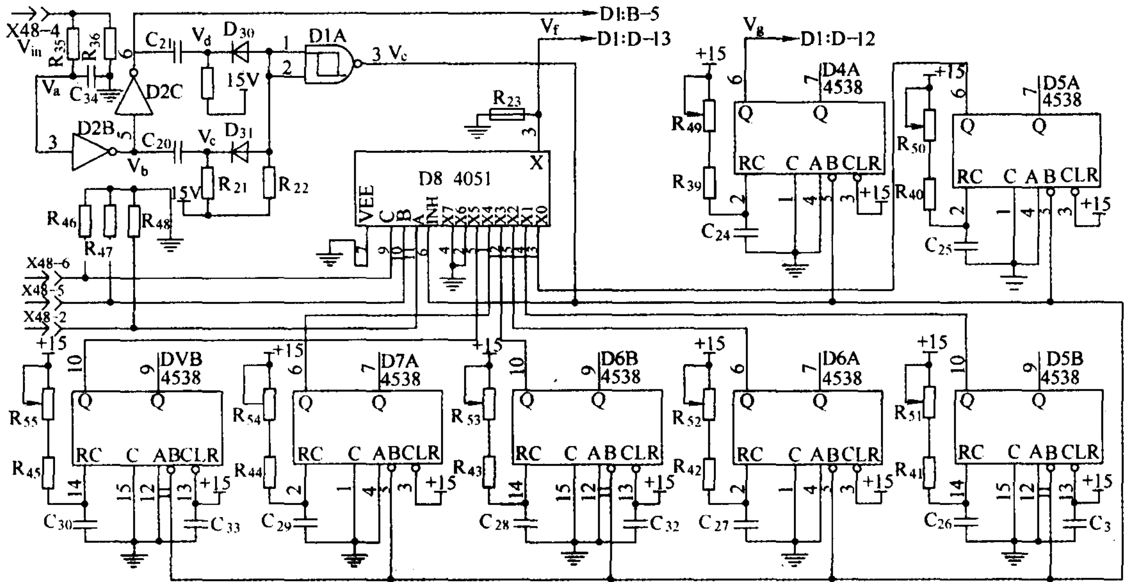


**图 7-12 灯丝输出脉冲宽度调整电路**

由微机板输入的灯丝触发信号，经 $C_{34}$ 滤波，D2∶B 整形后送 $C_{20}$ 对 $V_{in}$ 输入信号的上升沿进行微分(波形图 $V_c$)，经 D2∶C 反向后送 $C_{21}$ 对 $V_{in}$ 输入信号的下降沿进行微分，微分后的波形经 $V_{30}$ 和 $V_{31}$ 相加。相加后的上、下沿微分波形经 D1∶A 整形后(波形图 $V_e$)，一路送 D4∶A 产生脉冲宽度限制信号(600μs)，一路送 D5∶A 产生Ⅱ管位30mA，50mA，70mA 和 100mA 灯丝触发信号、D5∶B 产生Ⅱ管位200mA 和 300mA 灯丝触发信号、D6∶A 产生Ⅱ管位400mA 灯丝触发信号、D6∶B 产生Ⅱ管位500mA 灯丝触发信号、D7∶A 产生Ⅰ管位透视灯丝触发信号、D7∶B 产生Ⅰ管位300mA 灯丝触发信号，各档位之间的输出切换由 8 选 1 模拟开关 D8 实现。另一路送 D8-INH 作为灯丝输出的换向保护。通过调节 $R_{49}$～$R_{55}$ 电位器的值可以改变各路输出的脉冲宽度，达到调节各档位 mA 输出值的目的。D2∶C 输出一路方波信号送灯丝逆变电路进行正、反向灯丝输出的切换信号。下面以Ⅱ管位 30mA，50mA，70mA 和 100mA 灯丝触发信号为例，其他各档原理相同。

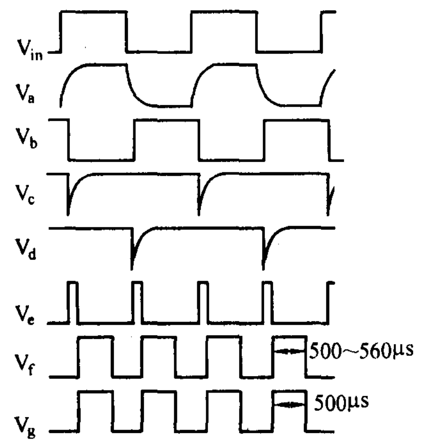



**图 7-13 灯丝输出脉冲宽度调整电路各点波形**

$V_{in}$(X48-4)→D2∶B→$C_{20}$，$C_{21}$→D1∶A→D5∶A→D8-X0→D8-X→D1-13。

3. **灯丝逆变输出电路** 如图 7-14 所示。电路中各点波形见图 7-15。

图 7-14 灯丝逆变输出电路

由 D2:C 输出($V_a$ 输入)的方波信号作为逆变正相或负相输出的切换信号,一路输入到 D1:B 作为逆变正向输出的门控开关信号,另一路经 D2:D 反向后输入到 D1:C 作为逆变负向输出的门控开关信号。

由 D8-X 输出的逆变器触发信号($V_c$)输入到 D1:D 与脉冲宽度限制信号相"与",输出信号经 D2:F 反向后一路输入到 D1:B 作为逆变器正向输出的触发信号,另一路输入到 D1:C 作为逆变器负向输出的触发信号,这两路信号经 D3:1,D3:2驱动 $T_1$,$T_2$ 隔离变压器触发 $V_{39}$,$V_{40}$输出灯丝逆变电压。

KLS1 为大小焦点切换继电器。

Korder 为透视和摄影准备继电器。

$V_c$(灯丝逆变信号)→D1:D→D2:F→D1:B,D1:C→D2:E,D2:A→D3:1,D3:2→$T_1$,$T_2$→$V_{35}$,$V_{36}$→$V_{39}$,$V_{40}$→$R_{32}$,$R_{33}$→$TP_7$→KLS1→X1-2(输出小焦点灯丝逆变电压)、X1-3(输出大焦点灯丝逆变电压)。

图 7-15 灯丝逆变输出电路各点波形

## 五、采样电路

采样电路由采样板取样电路、透视 kV 取样电路(微机电源板)、摄影和透视 mA 取样电路(采样板)、接口板取样电路组成。

1. *采样板取样电路* 由电源电压输出取样电路、透视高压初级电压输出取样电路、摄影高压初级电压输出取样电路组成,如图 7-16 所示。

电源电压输出取样由 DZ1-1 与 DZ1-3 端输入,经变压、整流、滤波后由 $R_9$ 取样,取样后的

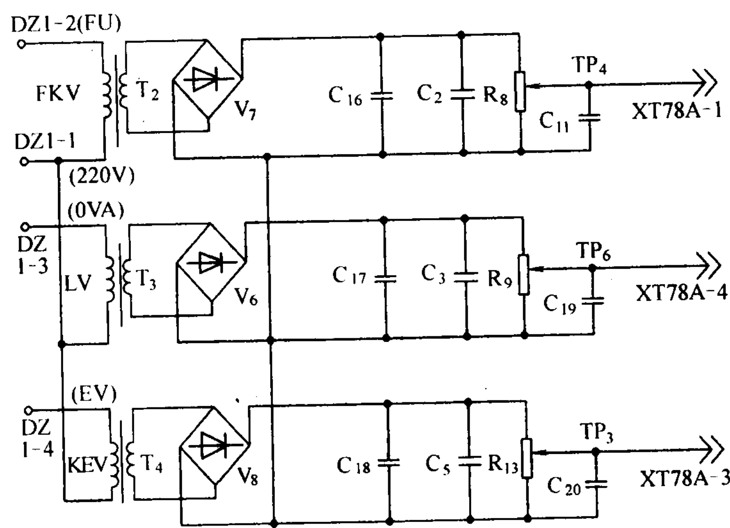



**图 7-16 采样板取样电路**

信号由 X78A-4 送微机板进行 A/D 转换，调整 $R_9$ 使 DZ1-1 与 DZ1-3 之间的电压为 220V。

DZ1-1 与 DZ1-3→$T_3$→$V_6$→$R_9$→$TP_6$→X78A-4(电源电压取样)。

透视高压初级电压输出取样由 DZ1-1 与 DZ1-2 端输入，经变压、整流、滤波后由 $R_8$ 取样，取样后的信号由 X78A-1 送微机板进行 A/D 转换，调整 $R_8$ 可以改变透视高压初级输出电压值，即改变透视高压输出电压值。

DZ1-1 与 DZ1-2→$T_2$→$V_7$→$R_8$→$TP_4$→X78A-1(透视电压取样)。

摄影高压初级电压输出取样由 DZ1-1 与 DZ1-4 端输入，经变压、整流、滤波后由 $R_{13}$ 取样，取样后的信号由 X78A-3 送微机板进行 A/D 转换，调整 $R_{13}$ 可以改变摄影高压初级输出电压值，即改变摄影高压输出电压值。

DZ1-1 与 DZ1-4→$T_4$→$V_8$→$R_{13}$→$TP_3$→X78A-3(摄影电压取样)。

**2. 透视 kV 取样电路** 由－3.5V 电源产生电路、透视 kV 取样电路、LED 驱动及显示电路组成，如图 7-17 所示。

N11-3.5V 电源产生电路，由 D1:B 和 D1:C 输出100kHz 直流方波，经 $C_{20}$ 隔离后产生 100kHz 交流方波，经 $V_{14}$ 整流后产生－3.5V 电压。

N11-38→D1:A→D1:B，D1:C→$C_{20}$→$V_{14}$→-3.5V($N_{11}$的负电源)。

透视高压初级电压由 $T_1$ 采样，经 $V_{11}$ 整流后与 $V_{12}$，$V_{13}$ 产生的整流硅桥补偿电压叠加，叠加后的透视电压取样信号由 $R_{20}$ 取样送 7107 进行 A/D 转换。

$V_a$→$T_1$→$V_{11}$→$R_{20}$→$R_{16}$→N11-31(透视高压初级模拟电压取样输出)。

由取样电路采集的透视高压初级信号，经 $R_{16}$ 与 $C_{16}$ 滤波后送 7107 组成的 3 位半 A/D 转换器转换后，送 LED 数码管进行显示。本电路选用了数字表的千位、百位和十位进行显示。数字表基准电压(N11:36)为 1V，数字表显示灵敏度 100kV(显示)/1V($V_b$)，高压初级电压值转换灵敏度 1kV(显示)/3V($V_a$)。

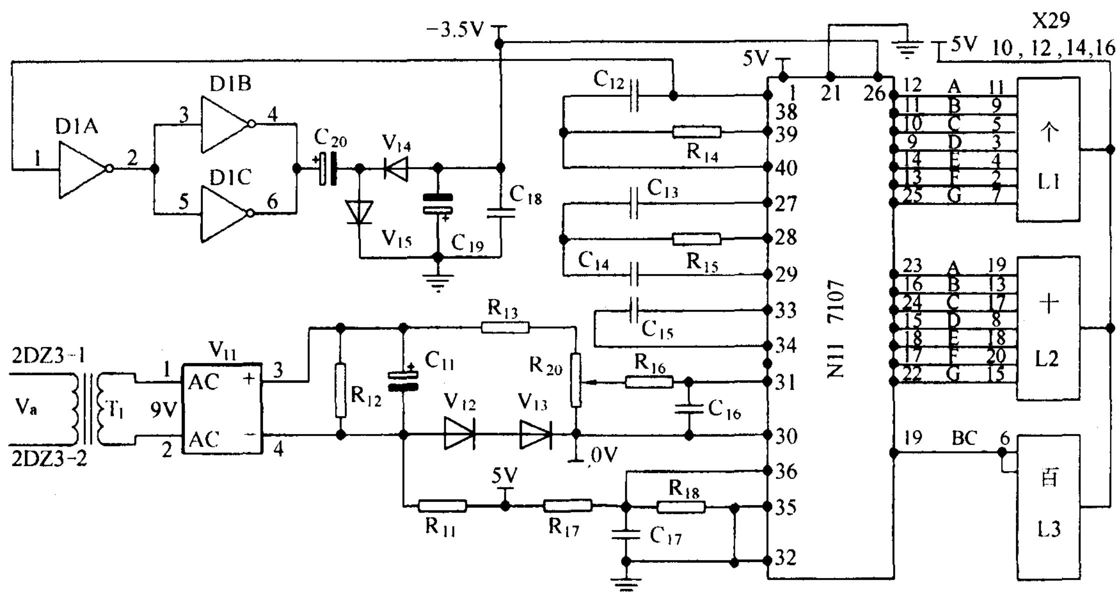


图 7-17 透视 kV 取样及显示电路

3. 摄影和透视 mA 取样电路 如图 7-18 所示。

(1)摄影 mA 采样信号:在Ⅰ管位点片摄影和Ⅱ管位摄影状态 JFLU 处于释放状态,JFLU-1 触点闭合,摄影电流经 $T_1$ 取样,$V_2$ 整流送 D1:A 组成的电流/电压转换电路进行转换,转换后的电压值由 X78A-2 输出到微机板进行摄影 mA 监测。调整 $R_{10}$ 可以改变电流/电压转换的灵敏度。

DZ1-5 与 DZ1-6(mA 取样输入)→$T_1$→$V_2$→D1:A→X78A-2(摄影 mA 取样输出)。

(2)透视 mA 采样信号:在Ⅰ管位透视状态下 JFLU 吸合,JFLU-1 触点断开,透视电流经 $V_1$ 整流、$C_6$ 滤波送 $R_{18}$ 取样,取样电压送 7107 组成的 3 位半数字表进行显示。调节电位器 $R_{18}$ 使透视 mA 采样电流值与操作面板透视电流显示值相等。本电路选用了数字表的百位和十位,数字表基准电压(7107:36)为 1V,数字表显示灵敏度 10mA(显示)/1V。

DZ1-5 与 DZ1-6(mA 取样输入)→$V_1$→$R_{18}$→$R_{30}$→7107:31(透视 mA 取样输出)→$D_2$(7107:A/D 转换)→X79(数字显示输出)。

4. 接口板取样电路 由灯丝输出变压器初级电流取样电路、旋转阳极启动采样电路、高压初级电压取样电路组成,如图 7-19 所示。

(1)灯丝电流采样电路:X6H-5 与 X6H-6 为灯丝输出变压器初级电流采样输入端,当透视或按下手闸Ⅰ档时,灯丝输出变压器初级电流流过光电偶合器 E1:C 的输入光电二极管,E1:C 的输出三极管导通,输出端 X68A-7 变为低电平,向微机板输出灯丝电流正常信号。

X6H-5 与 X6H-6→E1:C→D1:A→D1:B→D3:1→X68A-7(灯丝增温异常报警,高电平有效)。

(2)阳极启动采样电路:X6H-1 与 X6H-2 为 X 线管旋转阳极工作绕组电流采样输入端,

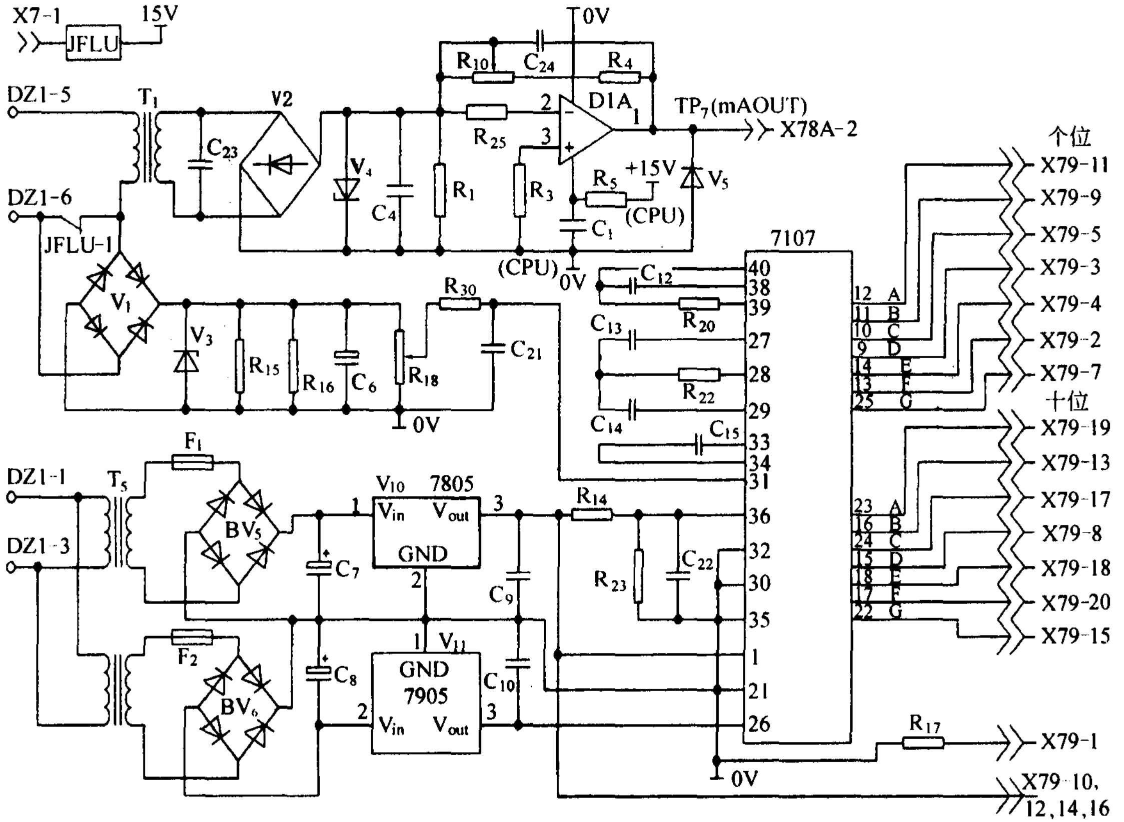


图 7-18 摄影和透视 mA 取样电路

X6H-3 与 X6H-4 为 X 线管旋转阳极启动绕组电压采样输入端。按下手闸Ⅰ档时工作绕组电流采样变压器输出电流流过 E1:A 的输入光电二极管,E1:A 的输出三极管导通,D2-12 为高电平。启动绕组电压采样变压器输出电流流过 E1:B 的输入光电二极管,E1:B 的输出三极管导通,D2-13 为高电平,这两路信号经 D2:D 相与后使输出端 X68A-8 变为低电平,向 CPU 板输出阳极启动正常信号。

X6H-1 与 X6H-2,X6H-3 与 X6H-4→E1:A,E1:B→D2:D→D3:2→X68A-8(阳极启动异常报警,高电平有效)。

(3)高压初级电压采样电路:6DZ-6 与 6DZ-7 为高压初级电压采样输入端,按下手闸Ⅰ档高压初级电压应为 0V,E2:A 的输入光电二极管不通,E2:A 的输出三极管截止,输出端 X68A-9 为高电平,向微机板输出高压初级电压正常信号。

6DZ-6 与 6DZ-7→E2:A→D1:C→D1:E→D3:3→X68A-9(高压初级异常报警,低电平有效)。

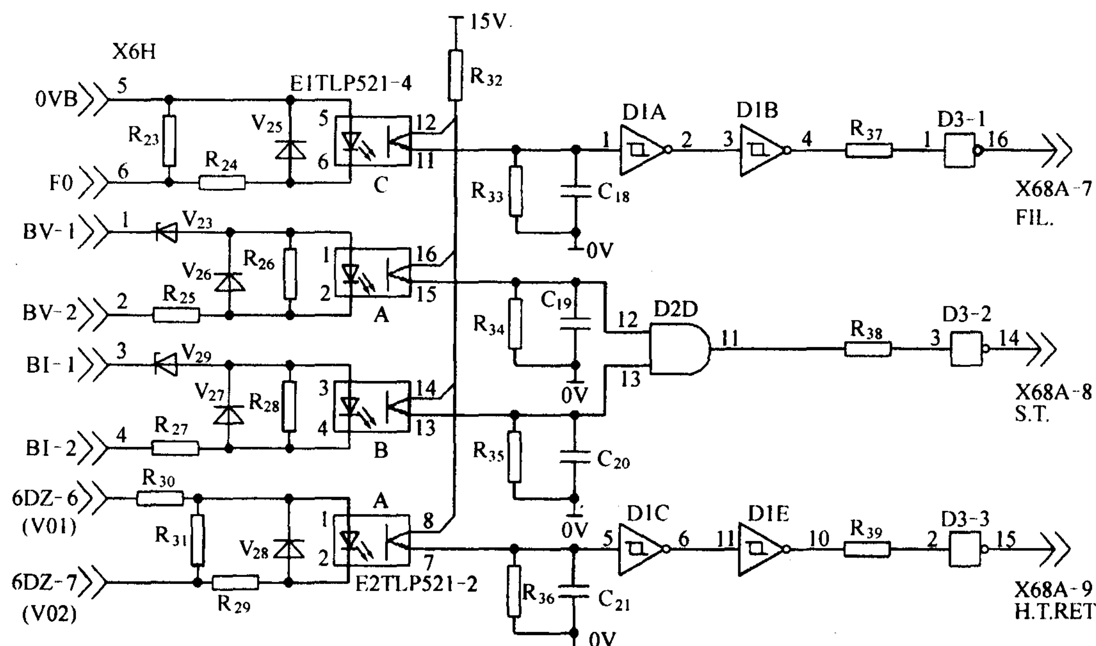



图 7-19 接口板取样电路

## 六、操作显示板

1. **键盘控制电路** 该操作控制电路如图 7-20 所示，由 3×8 键盘阵列组成，其中 SEG1～3 为 CPU 板输入的 3 条循环键盘扫描信号，低电位有效，其中 RL0～7 为 8 条输出到微机板的键盘扫描信号，低电位有效。

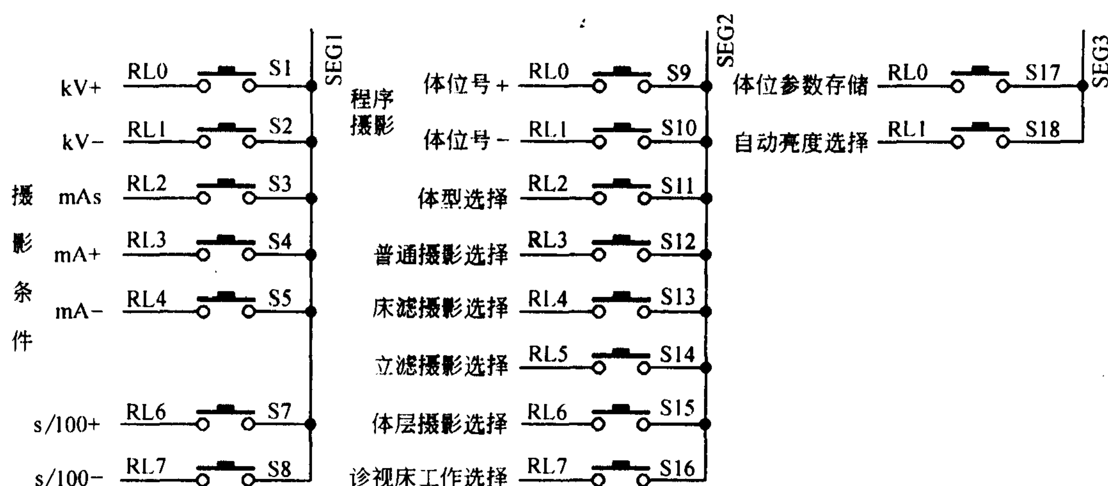



图 7-20 键盘控制电路

2. 技术选择参数和体位参数显示电路　如图 7-21 所示。

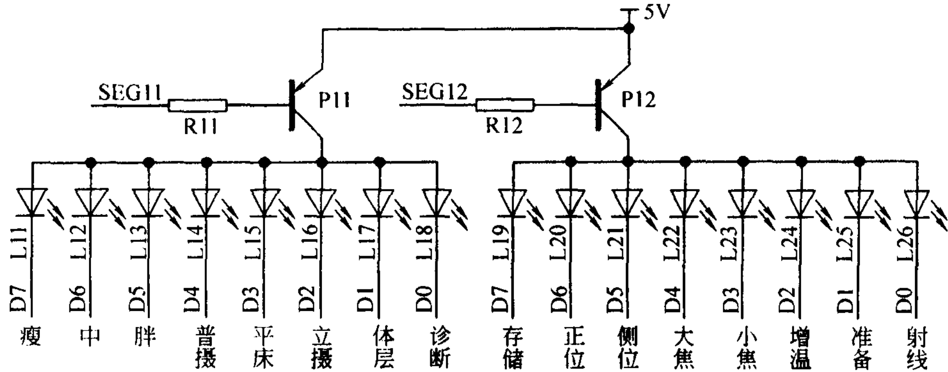



**图 7-21　技术选择参数和体位参数显示电路**

技术选择参数由 2×8 阵列组成，其中 SEG11，SEG12 为 CPU 板输入的 2 条技术选择参数扫描信号，低电位有效，D0～7 为 8 条微机板输入的数据信号，低电位有效。图中只画出技术选择参数显示电路，体位参数显示电路相同，SEG13～16 为 CPU 板输入的 4 条体位参数扫描信号。

3. kV，mA，s 显示电路　如图 7-22 所示。

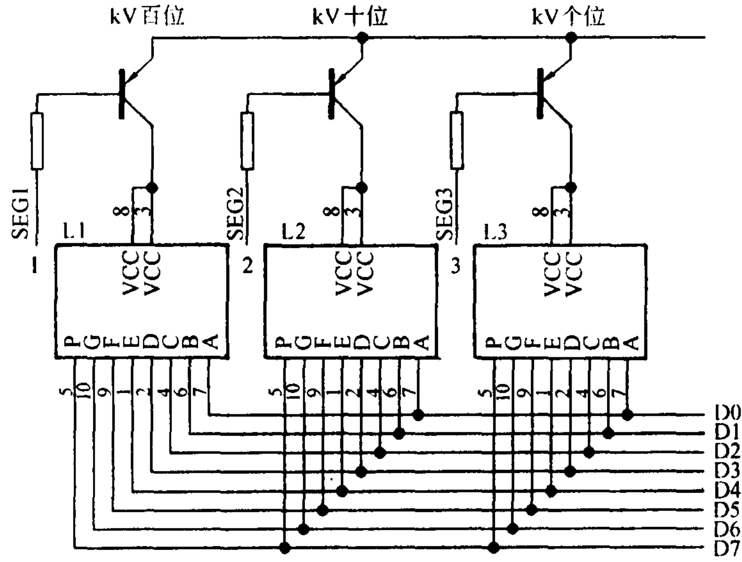



**图 7-22　kV，mA，s 显示电路**

显示电路由 10×8 阵列组成，其中 SEG1～3 为 CPU 板输入的 3 条 kV 扫描信号，其中 SEG4～7 为 CPU 板输入的 4 条 mA 扫描信号，其中 SEG8～10 为 CPU 板输入的 3 条 s 扫描信号，低电位有效，其中 D0～7 为 8 条微机板输入的数据信号，低电位有效。图中只画出了

kV 显示电路，mA、s 显示电路与 kV 显示电路相同。

## 七、CPU 电路

1. CPU 板的工作原理　它是程控机的核心，该机采用 8 位单片机系统，使用典型的三总线结构。中央处理器采用 80C31 单片处理器，其电路见附录 B。

80C31 P0 口作为低 8 位地址线和数据线的复用总线，P2 口作为高 8 位地址总线。

P1.0 为输出口，作为蜂鸣器报警和提示。

P1.1 为输入口，接 8253 计数器 2 的输出端，控制曝光结束时间。

P1.2 为输出口，接 8253 计数器 2 的控制端，用于控制曝光计数。

P1.4 为输入口，作为曝光相位记忆信号输入口。

P1.5 为输出口，输出曝光准备完成信号。

P1.6 为输出口，输出曝光结束信号。

P1.7 为输入口，输入连续摄影信号。

P3.0(RXD)作为第一功能输出口用，控制灯丝增温。

P3.1(TXD)作为第一功能输出口用，控制主可控硅触发端。

P3.2(INT0)作为第二功能外部中断 0 输入用，当有按键操作时，8279 发出键盘中断请求，CPU 接到中断请求后，转向键盘中断服务程序，处理键盘信息。

P3.3(INT1)作为第二功能外部中断 1 输入用，当 A/D 转换完毕时，ADC0809 发出中断请求，CPU 接到中断请求后，通过数据总线读取转换结果。

P3.5(T1)作为第二功能定时/计数器 1 外部输入用，作为电源频率检测和曝光计时用。

P3.6(WR)作为第二功能外部数据存储器写选通。

P3.7(RD)作为第二功能外部数据存储器读选通。

RESET 为 CPU 复位用。

ALE/P 作为 74HC373 地址锁存控制用。

PSEN 作为 27C256 外部程序存储器读选通信号。

D2(74HC373：三态同相八 D 锁存器)作为低 8 位地址锁存用。

D17(74HC245：八同相三态收发器)作为 8 位数据传输控制用。

D3(27C256：32k EPROM 程序存储器)作为程序存储用。

D4(28C64：EEPROM 电可擦除只读存储器)作为可调整数据存储用。

D7(8253：可编程定时器/计数器)用于曝光时间控制和灯丝增温频率控制。

D11(8279：可编程键盘、显示器接口)用于键盘读出和显示器控制。

D6(ADC0809：八位八通道 A/D 转换器)。

IN-0 作为大焦点 mA 输出 A/D 转换。

IN-1 作为小焦点 mA 输出 A/D 转换。

IN-2 作为透视 mA 设置 A/D 转换。

IN-3 作为透视 kV 设置 A/D 转换。

IN-4 作为自动透视(IBS)反馈值 A/D 转换。

IN-5 作为手动透视高压初级采样反馈值 A/D 转换。

IN-6 作为滑轮变压器电源采样反馈值 A/D 转换。

IN-7 作为摄影高压初级采样反馈值 A/D 转换。

D5(74HC154:4-16 译码器)用于各集成电路的片选信号。

D12,D13(74HC374:八 D 触发器)用于 CPU 电路输出信号的锁存。

D8,D9,D10(74HC244:八同相三态缓冲器)用于 CPU 电路输入信号的读取。

2. CPU 板与外部电路的接口 微机板的主要作用是将电源板、采样板、接口板采集到的各种信号,经过 CPU(80C31)处理后送电源板、接口板进行 mA、kV 调整和曝光控制,如图 7-23 所示。

(1)由电源板输入的信号:

X86-10:电源波动范围超差信号输入,供 CPU 进行电源电压判断,“高电位”时电源电压正常,“低电位”时电源电压超差,由显示板进行“故障 1”显示。

X81A-3:电源同步信号(100Hz 脉冲信号)输入,供 CPU 进行电源频率判断(50Hz,60Hz 和同步信号异常)和曝光限时计数。同步信号误差超出设定值,由显示板进行“故障 3”显示。

X81A-1 与 X81A-2:相位记忆信号(50Hz 方波信号)输入,供 CPU 进行前一次曝光相位记忆和下一次曝光相位控制。

(2)接口板输入信号:

X86-1:体层摄影返回信号,手闸Ⅱ档后检测“低电位”有效,通知 CPU 已经进行体层摄影曝光角,开始进行曝光。否则由显示板进行“故障 7”显示。

X86-2:立式摄影架滤线栅筛动返回信号,手闸Ⅱ档后检测“低电位”有效,通知 CPU 滤线栅已经筛动,可以开始进行曝光。否则由显示板进行“故障 8”显示。

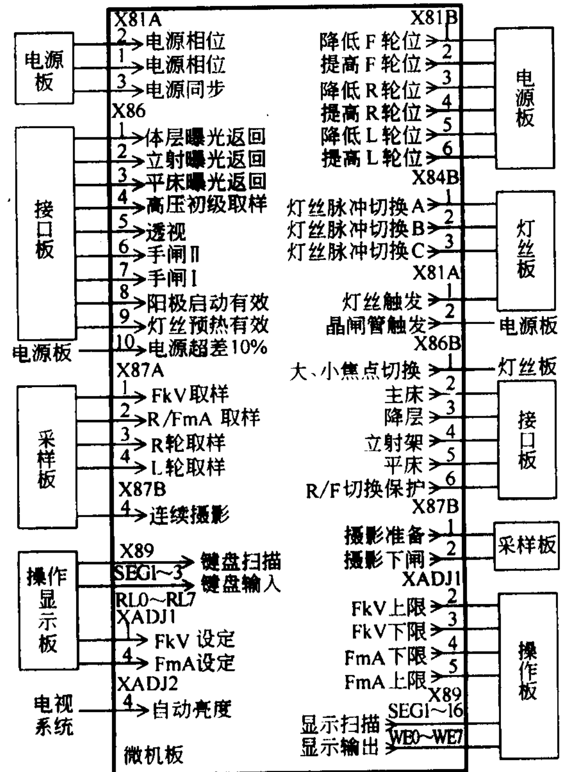



图 7-23 CPU 板外部接口图

X86-3:摄影床滤线栅筛动返回信号,手闸Ⅱ档后检测“低电位”有效,通知 CPU 滤线栅已经筛动,可以开始进行曝光。否则由显示板进行“故障 8”显示。

X86-4:高压初级异常报警信号,手闸Ⅰ档时检测“高电位”高压初级正常,否则由显示板进行“故障 14”显示。

X86-5:透视曝光信号,“低电位”有效,通知 CPU 经进行透视曝光。

X86-6:手闸Ⅱ档曝光信号,“低电位”有效,通知 CPU 手闸Ⅱ档按下。

X86-7:手闸Ⅰ档准备信号,“低电位”有效,通知 CPU 手闸Ⅰ档按下。

X86-8:X 线管旋转阳极启动信号,手闸Ⅰ档后 1.2s 检测“低电位”有效,通知 CPU X 线管旋转阳极启动正常。否则由显示板进行“故障 4”显示。

X86-9：X线管灯丝增温信号，手闸Ⅰ档后1.2s检测“低电位”有效，通知CPU X线管灯丝增温正常。否则由显示板进行“故障5”显示。

(3)由采样板输入的信号：

X87A-1：透视kV采样信号输入，在手动透视状态下，由ADC0809 A/D转换后与XADJ1-1输入的透视电压设定值进行比较，供CPU进行透视电压调整。

X87A-2：摄影电流采样信号输入，由ADC0809 A/D转换后与当前摄影条件下的电流设定值进行比较，供CPU进行摄影电流监测。

X87A-3：摄影高压初级预置电压采样信号输入，由ADC0809 A/D转换后与当前摄影条件下的电压设定值进行比较，供CPU进行摄影电压调整。

X87A-4：电源电压采样信号输入，经ADC0809 A/D转换后与电源基准电压比较，供CPU进行电源电压调整。

X78B-4：连续摄影信号输入，通知CPU，使曝光程序按照连续摄影方式进行。

(4)操作显示板输入信号：

SEG1～3：为键盘扫描信号，“低电位”有效。

RL0～7：为键输回复信号，“低电位”有效。

XADJ1-1：透视kV设定值输入，在手动透视状态下，经ADC0809 A/D转换后输入CPU，供CPU进行透视kV调整。

XADJ1-4：透视mA设定值输入，在手动透视状态和自动透视状态下，经ADC0809 A/D转换后输入CPU，供CPU进行透视mA调整。

(5)电视系统输入信号：

XADJ2：电视系统IBS信号输入，在自动透视状态下，由ADC0809 A/D转换后与自动透视电压设定值(2V)进行比较，供CPU进行透视kV调整。

(6)输出到电源板的信号：

X81B-1：透视电压向下调整信号，“高电位”有效。

X81B-2：透视电压向上调整信号，“高电位”有效。

X81B-3：摄影电压向下调整信号，“高电位”有效。

X81B-4：摄影电压向上调整信号，“高电位”有效。

X81B-5：电源电压向下调整信号，“高电位”有效。

X81B-6：电源电压向上调整信号，“高电位”有效。

X84A-4：主可控硅触发信号(31.25kHz方波)。

(7)输出到灯丝板的信号：

X84A-1：灯丝触发信号(100Hz至7.5kHz方波)。

X84B-1：灯丝脉冲切换A，“高电位”有效。

X84B-2：灯丝脉冲切换B，“高电位”有效。

X84B-3：灯丝脉冲切换C，“高电位”有效。

X86B-1：大/小焦点切换，“低电位”为小焦点，“高电位”为大焦点。

(8)输出到接口板的信号：

X86B-2：摄影床与诊视床切换，“低电位”为摄影床，“高电位”为诊视床。

X86B-3：体层摄影，“高电位”有效。

X86B-4:立式摄影架滤线栅摄影,“高电位”有效。

X86B-5:摄影床滤线栅摄影,“高电位”有效。

X86B-6:透视与点片的切换保护,透视时为“低电位”,点片时为“高电位”。

(9)输出到采样板的信号:

X87B-1:曝光准备完成,“高电位”有效,通知诊视床控制台的曝光准备完成。

X87B-2:曝光完成,“高电位”有效,通知诊视床控制台的曝光完成。

(10)输出到操作显示板的信号:

XADJ1-2:透视 kV 下限电压输出。

XADJ1-3:透视 kV 上限电压输出。

XADJ1-5:透视 mA 下限电压输出。

XADJ1-6:透视 mA 上限电压输出。

SEG1～16:为显示扫描信号

WE0～7:为显示驱动信号

# 第三节　整机电路分析

## 一、电源电压调整电路

将滑轮变压器输出的 220V 供电电压送采样板进行取样,取样值送 CPU 板与程序设置值进行比较。

电压的取样值大于程序设置值时,CPU 板的 L－输出高电平,此信号控制电源板 KLV－继电器吸合,使电源板的 DZ2-2 与 AC0V 接通,滑轮变压器上的电源调整伺服电机得电,驱动电源碳轮向滑轮外绕组的高端运行,使滑轮内绕组和外绕组的每伏匝数降低,既使 220V 供电输出电压降低,当 $T_1$ 的 220V 供电的输出电压的取样值等于 CPU 板程序设置值时,CPU 板的 L－输出低电平,电源调整伺服电机失电,电源碳轮调整结束,使滑轮变压器的输出电压稳定。

220V 供电电压的取样值小于程序设置值时,CPU 板的 L＋输出高电平,此信号控制电源板 KLV＋继电器吸合,使电源板的 DZ2-1 与 AC0V 接通,滑轮变压器上的电源调整伺服电机反向得电,驱动电源碳轮向滑轮外绕组的低端运行,使滑轮内绕组和外绕组的每伏匝数提高,使 220V 供电的输出电压升高,当 220V 供电输出电压的取样值等于 CPU 板程序设置值时,CPU 板的 L＋输出低电平,电源调整伺服电机失电,电源碳轮调整结束,使滑轮变压器的输出电压稳定。

## 二、摄影管电压调整电路

### (一)摄影 kV 的调节和显示

摄影 kV 设定是通过操作控制面板上的 kV＋和 kV－按键来进行,CPU 电路采集到控制面板上 kV 键的操作后,发出指令使面板显示相应的 kV 值。

kV＋键,kV－键→RL0,RL1→X89→D11→D1→D11→D23,D24,D16:E,D16:F→X89→L1,L2,L3(显示 kV 预示值)。

**(二)摄影kV的采样**

将滑轮变压器输出的摄影高压初级电压,经采样板取样后送CPU板进行A/D转换,再将转换结果送CPU。

高压摄影初级电压→DZ1-4,DZ1-1→$T_4$→$V_8$→$R_{13}$→X78A-3→X87A-3→D6→D1(摄影高压初级电压采样值)。

注:摄影高压初级电压采样采用220V为基准而不采用100V为基准,是为了减去采样电压中的不变量,只对采样电压中的变量进行A/D转换,提高A/D转换的精确度。

**(三)摄影kV的调整**

当摄影kV改变后,CPU将高压初级电压采样值与改变后的kV设置值进行比较,将比较结果转换为高压初级电压升高或降低信号送调整电机驱动电路,使高压初级电压采样值与kV设置值相等,使高压初级电压值达到摄影程序设置的电压值。

$D_1$(比较高压初级设置值与高压初级电压采样值)→D12→D14:C,D14:D→D35:D,D35:C→X81B-4(R+),X81B-3(R-)→X18B-4,X18B-3→D3-3,D3-4→KEV+,KEV-→DZ2-3,DZ2-4→R(摄影伺服电机调整)。

**(四)摄影kV的调试**

用介入或非介入kV表监测高压输出值,调整采样板上的$R_{13}$使各档kV输出高压值尽量接近高压kV预示值。

## 三、手动透视管电压调整电路

**(一)手动透视kV的设置**

手动透视kV设定是通过调节控制面板上的透视kV调整电位器来实现的,当透视kV调整电位器被调整后,CPU电路采集到控制面板上透视kV电位器送出的电压信号,将模拟电压转换成数字量与手动透视高压初级采样值进行比较。

手动透视kV的设定值→XADJ-1→D6→D17→D1(手动透视kV的设定值)。

**(二)手动透视kV的显示**

透视kV的显示,由微机电源板中透视高压初级电压采样电路直接从透视高压初级输出端采样得到的,透视显示值与高压初级值的比值为1kV/3V。

透视高压初级电压→2DZ3-1,2DZ3-2→$T_1$→$V_{11}$→$R_{20}$→$N_{11}$→X29→X92→$kVL_1$,$kVL_2$,$kVL_3$(透视kV的显示)。

**(三)手动透视kV的采样**

将滑轮变压器输出的透视高压初级电压,经采样板取样后送CPU板进行A/D转换,再将转换结果送CPU。

透视高压初级电压→DZ1-2,DZ1-1→$T_2$→$V_7$→$R_8$→X78A-1→X87A-1→D6→D1(透视高压初级电压采样值)。

注:透视高压初级电压采样采用220V为基准而不采用125V为基准,是为了减去采样电压中的不变量,只对采样电压中的变量进行A/D转换,提高A/D转换的精确度。

**(四)手动透视kV的调整**

当手动透视kV改变后,CPU将透视高压初级电压采样值与改变后的kV设置值进行比较,将比较结果转换为透视高压初级电压升高或降低信号送调整电机驱动电路,使透视高压初

级电压采样值与透视 kV 设置值相等。

D1(比较透视 kV 的设定值与透视高压初级电压采样值)→D12→D14:E,D14:F→D35:B,D35:A→X81B-2(F+),X81B-1(F-)→X18B-2,X18B-1→D3-5,D3-6→KFV+,KFV-→DZ2-5,DZ2-6→F(透视伺服电机调整)。

kV 设置值的设定是通过调整 CPU 板上的 $VR_5$ 和 $VR_7$ 实现的。

kV 输出值的调整是通过调整采样板上的 $R_8$ 实现的。

## 四、影像亮度自动控制电路

工作原理是利用电视系统送来的影像亮度信号(imang brightness single,IBS)电压来控制高压发生装置的射线输出剂量,使不同体型、不同体位的图像亮度自动控制保持一致。

1. IBS 透视 kV 的显示　IBS 透视 kV 的显示同手动透视 kV 的显示。

2. 影像亮度信号电压的采样　将 IBS 电压信号送入微机板,将模拟电压信号转换为数字信号。

IBS→XADJ-1→$VR_2$→D6(IN-4)→D1。

3. IBS 透视 kV 的调整　本机亮度自动控制采用的是在透视 mA 手动设定的情况下,通过调整高压发生装置输出的 kV 值,保持影像亮度信号 IBS 电压稳定,既图像亮度稳定。

D1(将 IBS 采样值与 IBS 设置值进行比较)→D12→D14:E,D14:F→D35:B,D35:A→X81B-2(F+),X81B-1(F-)→X18B-2,X18B-1→D3-5,D3-6→KFV+,KFV-→DZ2-5,DZ2-6→F(透视伺服电机调整)。

一般国产电视系统的 IBS 输出电压为 4V,D6(IN-4)输入端的平衡电压为 2V,$VR_2$ 应调整到 5kΩ,一般国外电视系统的 IBS 输出电压为 6V,D6(IN-4)输入端的平衡电压为 2V,$VR_2$ 应调整到 10kΩ。

## 五、摄影管电流调整电路

### (一)摄影 mA 的调节和显示

摄影 mA 设定是通过操作控制面板上的 mA+和 mA-按键来进行,CPU 电路采集到控制面板上 mA 键的操作后,发出指令使面板显示相应的 mA 值。

X89→D11-$RL_3$、D11-$RL_4$→D11-OUTA/B,D11-SL→D23:5-7,D24:A-F,D16:E-F→X89→显示 mA 预示值。

### (二)摄影 mA 采样电路

将高压变压器组件中性端输出的 mA 采样信号,经采样板取样后送 CPU 板进行 A/D 转换,再将转换结果送 CPU 进行摄影 mA 值的监测。

毫安取样信号→DZ1-5,DZ1-6→$T_1$→$V_2$→D1:A(将电流信号转换为电压信号)→X78A-2→X87A-2→D6:IN-0(大焦点 mA 采样),D6:IN-1(小焦点 mA 采样)→D1(摄影 mA 采样值)。

### (三)摄影 mA 的控制

摄影 mA 的控制,既 X 线管灯丝加热电流的控制。当摄影 mA 和摄影 kV 确定后,CPU 板和接口板将输出四路信号控制灯丝板的灯丝电流输出。

1. 输出脉冲宽度选择信号　CPU 根据不同管位不同 mA 档,输出 3 位二进制脉冲宽度

选择信号，其低两位信号直接由 CPU 板的 D36-3(D0)与 D36-4(D1)输出，高位信号由 CPU 板的Ⅰ，Ⅱ管位切换信号 D38-2(D2)输出，此三路信号送入灯丝板的 D8(8 选 1 模拟开关)进行各 mA 档的输出脉冲宽度选择。

D1→D13-Q4，D13-Q6，D13-Q7→D15：E，D16：D，D16：A→D38：B，D36：D、D16：C→X83B-3，X84B-2，X84B-1→X48-6，X48-5，X48-2→D8-C，D8-B，D8-A。

2. 逆变频率控制信号　CPU 根据不同 mA 和 kV 的参数组合，输出 100～700Hz 的灯丝逆变频率控制信号，输出 mA 越大，所需要的灯丝温度越高，逆变频率也越高，输出 kV 越低，所需要的空间电荷越强，逆变频率也越高。

D1→D7-OUT0→D12：C→D28：A→D39：B→X84A-1。

3. 大小焦点切换信号　当工作在Ⅰ管位透视或Ⅱ管位 30mA，50mA，70mA，100mA 摄影状态时，CPU 板 X86B-1 端输出低电位，控制灯丝板小焦点输出，当工作在Ⅰ管位点片或Ⅱ管位 200mA，300mA，400mA，500mA 摄影状态时，CPU 板 X86B-1 端输出高电位，控制灯丝板大焦点输出。

D1→D13-15→D15：F→D38：A→X86B-1→X48-1→D3-3→KLS。

4. 灯丝增温输出控制信号　当工作在Ⅱ管位，准备开始曝光时(按下手闸Ⅰ档)，首先对 X 线管的灯丝进行加热，待灯丝温度稳定后再进行曝光，保证曝光输出 mA 值的稳定。进入灯丝加热状态，接口板 X6A-1 输出高电位灯丝加热信号，控制灯丝板的±68V 灯丝逆变电源和+15V灯丝触发电源供电，输出灯丝驱动电流。

按下手闸Ⅰ档→X6A-4(接口板)→JHD1A(吸合)→X6A-1(高)→X41-1(灯丝板)→KORD(吸合)(输出±68V 灯丝逆变电源和+15V 灯丝触发电源)。

当切换到Ⅰ管位时，CPU 板 X86B-2 输出高电位(Ⅰ管位工作)，X 线管的灯丝进入透视加热状态，保证透视能够随时进行。进入灯丝加热状态，接口板输出灯丝加热信号，控制灯丝板的±68V 灯丝逆变电源和+15V 灯丝触发电源供电，输出灯丝驱动电流。

D1(CPU 板)→D13-Q4→D15：E→D38：B→X86B-2→X68B-5(接口板)→D4：G→KMAB→X6A-1(高)→X41-1(灯丝板)→KORD(吸合)(输出±68V 灯丝逆变电源和+15V 灯丝触发电源)。

5. 灯丝加热输出　由 CPU 板来的灯丝触发信号，经 D2：B 整形后，分为两路，一路经 $C_{20}$，$V_{31}$微分产生 CPU 触发信号的上升沿触发脉冲，另一路经 D2：C 反向，分为三路，一路经 $C_{21}$，$V_{30}$微分产生 CPU 触发信号的下降沿触发脉冲，与上升沿触发脉冲经 D1：A 相加，作为 mA 切换保护、最大脉冲宽度限制和各 mA 档脉冲宽度调节的触发信号，另一路信号送 D1：B 控制触发信号的奇数脉冲产生灯丝正脉冲，还有一路信号经 D2：D 反向后送 D1：C 控制触发信号的偶数脉冲产生灯丝负脉冲。正负脉冲在 $TP_7$ 相加，经 $KLS_1$ 进行大小焦点切换后送到高压变压器组件内的灯丝输出变压器初级，变压器次级输出电压在加到 X 线管的大小焦点灯丝上。

X48-4(灯丝板灯丝触发信号)→D2：B→$C_{20}$→$V_{31}$→D1：A→D8-INH(mA 切换保护)、D4：A(最大脉冲宽度限制)，D5～D7(各 mA 档脉冲宽度调节)→D8-X0～X5→D8-X→D1：D→D2：F→D1：B→D2：E→D3：A→$T_1$→D35→$V_{41}$→$KLS_1$→X1-2，X1-3→灯丝输出变压器→X 线管的大/小焦点灯丝。

## 六、透视 mA 调整电路

### (一)透视 mA 的设置

透视 mA 设定是通过调节控制面板上的透视 mA 调整电位器来实现的，当透视 mA 调整电位器被调整后，CPU 电路采集到控制面板上透视 mA 电位器送出的电压信号，将模拟电压转换成数字量，根据电压信号的大小输出不同频率的灯丝触发值，电流越大频率高。其最大和最小输出电流的设置是通过调整 CPU 板上的 $VR_4$ 和 $VR_6$ 实现的。

### (二)透视 mA 的显示

透视 mA 的显示，由采样板中透视高压电流采样电路直接从透视高压次级电流输出中性点 M1A 端采样得到的，透视 mA 经电流/电压转换后送 $D_2$ 进行模拟/数字显示转换。

透视 mA→7DZ1-5，7DZ1-6→$V_1$→$R_{18}$→D2→X79→透视 mA 的显示。

### (三)透视 mA 的控制

1. *原理* 透视 mA 的控制原理与摄影 mA 基本相同，只是它的输出电流是通过调整 D7：A 的输出脉冲宽度完成的。

2. *视 mA 的调整* 调整灯丝板 $R_{54}$，可以改变透视 mA 的大小。

## 七、操作程序

1. *技术选择输入* X98-RL0～7→X89→D11→D17→D1。

2. *技术选择输出* D1→D17→D13→D15→D37，D38→X86B-1～5。

3. *手闸Ⅰ档程序* 0V→X6A-3→JHD1A、JHD1B→X6D-6(X 线管旋转阳极启动、高压初级预上闸)，X6A-1(X 线管灯丝增温)，X68A-2(通知 CPU 开始摄影准备)，X6C-5(立式摄影架筛动滤线栅吸合)，X6C-6(摄影床筛动滤线栅吸合)。

4. *手闸Ⅱ档程序* 0V→X6A-4→JHD2A，JHD2B→X68A-2(通知 CPU 开始摄影)，X6C-5(立式摄影架筛动滤线栅筛动)，X6C-6(摄影床筛动滤线栅筛动)，X6D-2 与 X6D-3(ZZ-3 型支柱断层启动)，X6A-5 与 X6A-6(SC5-1 一体化断层床断层启动)。

5. *透视曝光程序* 0V→操作面板透视按键、透视脚闸→X6A-2→X6D-4(透视高压初级上闸)，X68A-6(通知 CPU 开始进行透视)。

6. *体层摄影程序* 控制面板→X89→D11→D17→D1→D17→D13→D15：D→D37：A→X86B-3→X68B-4→D4：C→KTOM1A，KTOM1B(设置体层工作)。

(北京万东医疗装备股份有限公司 周万生 徐 强 刘宾礼)

# 第8章 逆变式X线机

工频X线机的高压变压器初级和灯丝加热变压器初级等电路都是通过自耦变压器直接使用工频(50Hz或60Hz)电源，故工频X线机又称低频X线机。20世纪80年代中期出现了中频X线机，即高压变压器初级和灯丝加热变压器初级等电路使用工作频率为400Hz至20kHz的交流电源；当高压变压器和灯丝加热变压器初级等电路使用高于20kHz以上的交流电源时，称这类X线机为高频X线机。无论是中频X线机还是高频X线机，都要经过逆变技术实现，习惯上把经过变频而获得400Hz以上交流工作电源的X线机统称为逆变式X线机。逆变式X线机与工频X线机相比，逆变式X线机具有绝对的优越性，多数发达国家已明文规定停止工频X线机的生产，用逆变式X线机取代工频X线机。

逆变式X线机是将50Hz或60Hz的交流电整流成直流电，然后经逆变电路变换成高频交流电，再以高压变压器升压后整流形成直流高压，加于X线管两极，产生X线。其原理框图如图8-1所示。

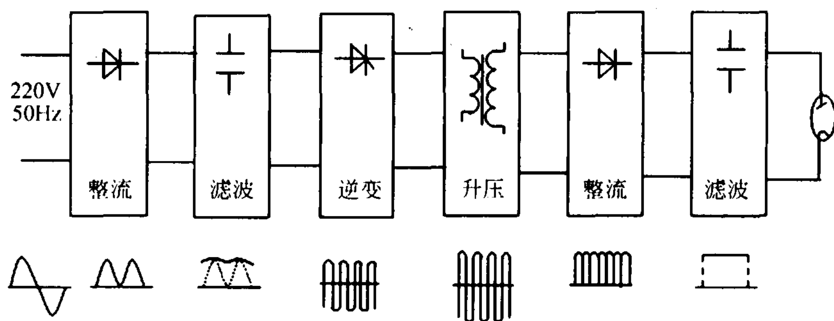



图8-1 逆变式X线机原理框图

## 第一节 逆变式X线概述

早在20世纪50年代，高频逆变技术已在航天工业中得到应用，因飞行器中所用各种电机、变压器的突出要求是重量轻、体积小；此外，逆变器中电子开关可以在任意瞬间接通和断开电源，使逆变技术在X线机中的应用受到重视。

### 一、工频X线机的局限性

#### (一)结构笨重

尽管在工频X线机中，高压变压器的设计功率只取机器最大功率的1/3～1/4，整体仍然笨重。使用三相电源的工频X线机，虽然影像质量比使用单相电源的工频X线机提高了，但结构更加笨重，一台1 000mA的工频X线机，高压发生器可达上百千克。笨重的自耦变压器

和高压发生器等部件给安装和运输带来不便。

**(二)线束频谱宽**

由于工频X线机的电源频率仅50Hz或60Hz,管电压的脉动成分较大,所以产生的X线束"单色性"较差,其中既有光子能量较大、波长较短的硬X线,又有光子能量较小、波长较长的软X线。其结果是:

1. *病人皮肤吸收剂量较大* 大量的软X线被患者体表吸收,不利于防护。

2. *成像质量差* 易形成伪影,影响了X线诊断。

**(三)曝光参量精度低**

1. *管电压和管电流* 为了提高管电压和管电流两曝光参量的准确度,一般的工频X线机都采用千伏补偿和管电流抵偿方法;工频X线机的摄影曝光参量均实行预置。但由于自耦变压器的内阻与碳轮位置有关,空间电荷效应具有非线性,所以kV补偿和mA抵偿的准确度下降。我国规定工频X线机的管电压(kV)允许误差为±10%,管电流(mA)允许误差为±10%。

2. *曝光时间* 目前,多数工频X线机是以晶闸管作为曝光接通与切断的开关元件,晶闸管的切断瞬间必须在交流电源相位达到或接近"过零点"时,否则晶闸管就无法切断高压初级的电源,这一点导致在短时间的曝光系统中,不能按最佳瞬间切断高压。另外,高压变压器是个电感元件,加上铁心磁化的非线性和剩磁现象,使得高压变压器接通瞬间不能立即进入稳定状态,而是有一个暂态过程,暂态过程产生的过电压、过电流对主电路中的安全运行和高压绝缘都产生了严重的威胁,持续几个周期的暂态过程也限制了曝光的最短时间,这对快速的连续摄影带来不利的影响。如单相工频机,一个脉冲的持续时间为10ms,大于0.707倍峰值的有效时间约为5ms,一次最短有效曝光时间大于3ms。

**(四)只能交流供电**

工频X线机只能使用交流电源供电,这限制了工频X线机无法在缺少交流电源的场合使用。

## 二、逆变式X线机的优点

**(一)结构紧凑**

逆变式X线机使用逆变技术后,就不需要自耦变压器,且高压变压器体积很小,甚至可以做成组合机头,因此,逆变式X线机的体积和重量比工频X线机小得多。

**(二)线束频谱窄**

逆变式X线机的高压输出脉动量很小,近似于稳恒直流,输出X线的高能化和单色化程度大大提高。其结果是:

1. *病人皮肤吸收剂量很小* 线束中高能X线成分增多,减少了被检查的患者体表对X线的吸收剂量,有利于防护。

2. *成像质量高* 由于X线谱中高能成分的增多,单色化程度的大大提高,相同剂量的X线,逆变式X线机曝光时间比工频X线机短得多,降低了影像的动态模糊度,提高了成像质量。

**(三)曝光参量精度高**

1. *管电压和管电流* 逆变式X线机可根据实际检测值进行跟踪调整,实现实时控制,既

提高了管电压和管电流的精度，又省去了空间电荷抵偿等电路。

2. 曝光时间 X线机的最短曝光时间是由高压波形的上升沿来决定的，逆变式X线机的高压波形上升沿很陡，一般是几微秒至几十微秒，所以最短曝光时间可小至1ms。这有利于快速摄影。

逆变式X线机已全部实现了计算机控制，使自动曝光、实时控制、故障检测和显示报警、自动处理等提高到一个崭新的水平，为X线机的数字化、智能化创造了条件。

**(四)可使用交、直流供电**

逆变式X线机既可以使用交流电源，又可以使用直流电源，这意味着可以用储能器件来解决电源问题，这对缺少交流电或电源条件差的场合，如边远地区、地质和野战等恶劣条件下，具有特殊意义。

## 三、逆变式X线机系统框图

图8-2为逆变式X线机系统框图。工频电源电压$U_0$经过整流、滤波后变成几百伏的直流电压$U_1$，再经主逆变电路后成为几百赫兹至几万赫兹的电压$U_2$，$U_2$经高压变压器升压以及整流、滤波(常用倍压整流方式)后变成直流高压$U_3$，作为X线管的管电压；灯丝加热采用类似的方式，$U_6$作为灯丝加热电压。

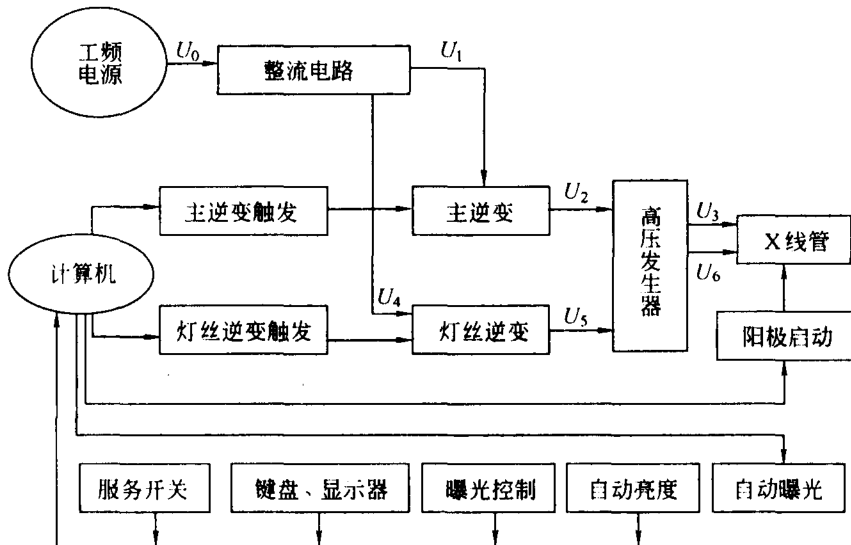



**图8-2 逆变式X线机系统框图**

计算机是控制逆变式X线机的核心，其主要作用是读、写数据并发出指令来协调整机电路有条不紊的工作。服务开关主要用来设置X线管、主机以及主机外围设备的一些参数，同时还可以利用服务程序完成模拟曝光、显示实际管电压和管电流、显示X线管的热容量等多种功能。键盘操作、数码或液晶显示、曝光操作以及X线管阳极启动等都由计算机系统控制和管理。若配以相应的设备，逆变式X线机还可以实现自动亮度控制(ABC)和自动曝光控制(AEC)。逆变式X线机一般还有较完善的故障检测、显示及保护等电路。

本章主要以国产 SX32-Ⅰ型逆变式 X 线机为例进行分析。SX32-Ⅰ型逆变式 X 线机的主要特点有：①两钮控制，管电压和毫安秒(mAs)分档调节；②主逆变采用调频控制，管电压实行闭环控制；③采用方波交流电加热 X 线管灯丝，灯丝电流实行闭环调宽控制；④微机控制各种程序和数据运算；⑤设有 18 种故障自检；⑥有自动亮度控制(I·B·S)电路；⑦X 线管热容量采用微机记忆保护；⑧单床双管结构(亦可配摄影床组成双床双管结构)，并配有立式摄影架，可进行透视、点片摄影、普通摄影、滤线器摄影等。

## 第二节　直流逆变电源

现代逆变技术的种类很多，可以按照不同的形式分类，主要分类如下：

1. **按输出交流频率分类**　逆变器的交流输出频率较低的逆变称为工频逆变(低频逆变)；逆变器的交流输出频率大于 400Hz 的逆变称为高频逆变(有时又将 400Hz 至 20kHz 称为中频，大于 20kHz 称为高频)。

2. **按逆变器的输出相数分类**　逆变器的交流输出为单相交流电的逆变称为单相逆变；逆变器的交流输出为三相交流电的逆变称为三相逆变(又称多相逆变)。

3. **按逆变主电路的形式分类**　逆变主电路的形式分为单端式逆变、推挽式逆变、桥式逆变等。

4. **按逆变主开关器件的类型分类**　逆变主开关的类型分为晶闸管逆变、晶体管逆变、场效应管逆变等等。

5. **按控制方式分类**　控制方式分为调频式逆变和调宽式逆变两类。

整流电路的作用是把交流电变成直流电，逆变电路的作用是把直流电变成交流电。逆变式 X 线机的直流逆变电源由三部分组成：直流电源、直流逆变和逆变控制。

### 一、直流电源

小型逆变式 X 线机可直接用蓄电池供电，或由交流电经整流后变为直流电。15kW 以下的逆变式 X 线机一般使用单相电源，经桥式整流或倍压整流后转换成直流电源。15kW 以上的逆变式 X 线机多采用三相可控桥式整流电源。如图 8-3 所示为 SX32-Ⅰ型逆变式 X 线机的开机及三相整流滤波电路。

当变压器 $T_1$ 初级(1,2)端输入 220V 后，$T_1$ 次级(3,4)端输出 18V 的交流电压。经硅桥 $V_1$ 整流，电容器 $C_1$ 滤波后产生 24V 的直流电压。因此时开机和关机按键均处于开路状态，三极管 $V_3$ 截止，继电器 KS 不工作。

开机时，将“⊙”按下，则 24 V 电源经 $R_1$，$R_2$ 分压后使 $V_3$ 偏置导通，继电器 KS 吸合。其二对触点闭合使 KS 自锁；另一对触点闭合后使电源接触器 KL 得电工作。其触点闭合，则三相 380V 50 Hz 电源输入到三相桥式整流电路。然后经继电器 $K_X$ 触点(摄影准备时闭合，结束时断开)或电阻 $R_X$(透视时 $K_X$ 断开)加于电容器 $C_A$，$C_B$。经滤波后输出 540 V 直流电压，送往晶闸管逆变电路，作为逆变电路的直流电源。同时通过降压变压器 $T_2$(图 8-3)提供控制台本身和外部床台使用的各种交流电压。

关机时，按下“○·”时，$V_3$ 反偏置截止，KS 和 KL 释放，380V 和 $T_2$ 电源被切断。

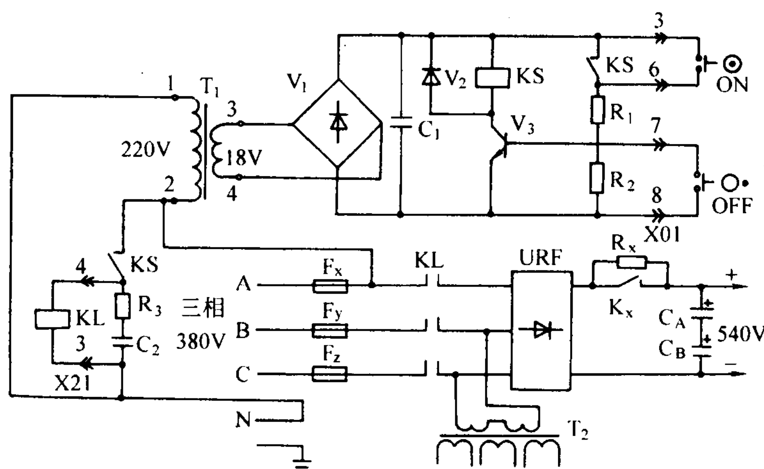



图 8-3 开机及三相整流滤波电路

## 二、直流逆变

### (一)桥式逆变原理

桥式逆变多用于高压逆变和灯丝加热逆变电路中,其原理如图 8-4 所示,图中 $K_1 \sim K_4$是 4 只开关器件(可以用晶闸管、场效应管等),Z 为 X 线管的等效负载阻抗,通过适当控制 4 只开关的动作来实现直流到交流的逆变。

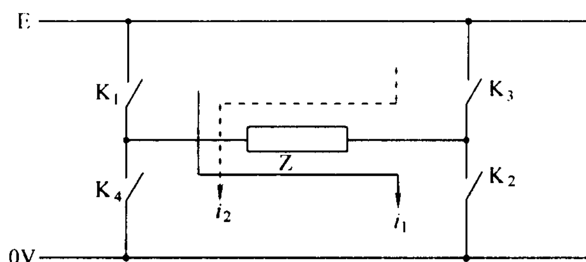



图 8-4 桥式逆变原理图

若电路上能确保 4 只开关按以下顺序开闭,则在负载 Z 上的电压波形就是正、负交替的矩形波,如图 8-5 所示。

时间 $t_1$:$K_1$,$K_2$闭合,$K_3$,$K_4$断开,电流为 $i_1$,Z 上电压为 $E$。

时间 $t_2$:$K_1$,$K_2$断开,$K_3$,$K_4$断开,电流为 0,Z 上电压为 0。

时间 $t_3$:$K_1$,$K_2$断开,$K_3$,$K_4$闭合,电流为 $i_2$,Z 上电压为$-E$。

时间 $t_4$:$K_1$,$K_2$断开,$K_3$,$K_4$断开,电流为 0,Z 上电压为 0。

$t_1 \sim t_4$为一个周期 $T$,然后周而复始。如果周期 $T$ 适当,就可输出正负交替的矩形波。

### (二)桥式晶闸管逆变器示例

一个 RLC 串联的桥式晶闸管逆变器如图 8-6 所示。电路中 $K_1$,$K_2$,$K_3$,$K_4$ 4 个晶闸管充

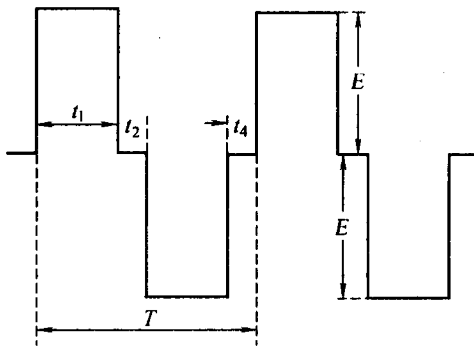



图 8-5 桥式逆变在负载上的波形

当转换开关，4 个晶闸管被交替触发，在 RLC 串联电路中形成衰减振荡。当 $K_1$，$K_2$ 被触发而导通，振荡电流为 $i_1$，但衰减的正弦电流只能出现在一个周期中，因为在通过 $D_1$，$D_2$ 形成 $i_1$ 负半周期的过程中，$K_1$，$K_2$ 已被截止，所以第二个周期不可能出现。当 $K_3$，$K_4$ 被触发而导通，振荡电流为 $i_2$，但 $i_2$ 与 $i_1$ 反向，也只能在一个周期内出现。即如果 $K_1$，$K_2$ 闭合后，稍大于半周期 $\pi/\omega$ 的某一时刻，将 $K_3$，$K_4$ 闭合，总电流 i 如图 8-7 所示，形成近似的正弦波电流，并通过互感线圈输出。

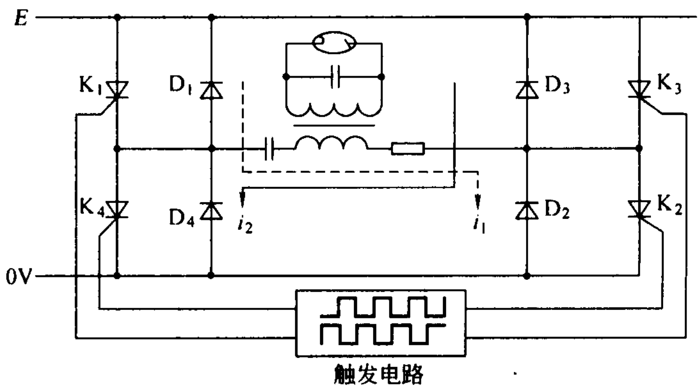



图 8-6 RLC 串联桥式逆变电路

## 三、逆变控制

交流电压的有效值为 $U=\frac{1}{T}\int_0^T u dt$，式中 $T$ 为周期，$U$ 为电压有效值，$u$ 为电压瞬时值。由此式可知调节电压有效值有两种方法：调宽控制和调频控制。

### （一）调宽控制

调宽控制是在电压 $u$ 的周期 $T$ 不变时，通过改变变压器初级回路中电压 $u$ 的脉冲宽度（占空比），来实现改变输出电压的控制方式。如图 8-8 所示，虚线表示的信号占空比大于实线表示的信号占空比。调宽控制法常被用于灯丝电压的调整电路。

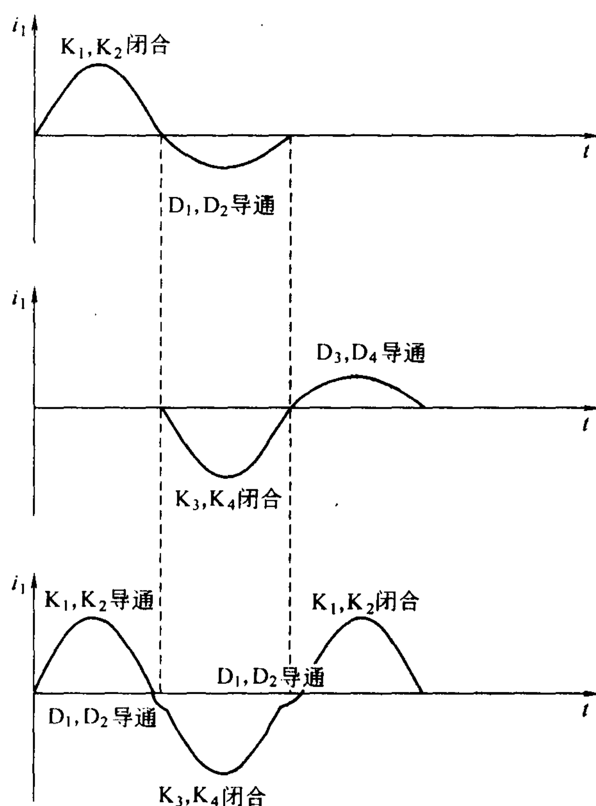



图 8-7　逆变器电流输出波形

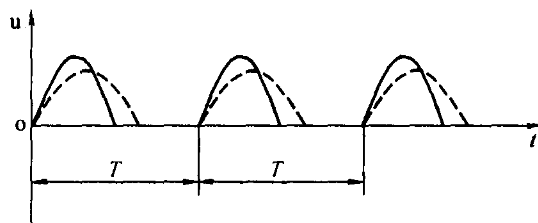



图 8-8　调宽控制原理

**（二）调频控制**

调频控制是通过改变变压器初级回路中电压 $u$ 的频率来实现改变输出电压的控制方式。如图 8-9 所示，实线表示的信号周期为 $T_1$，虚线表示的信号周期为 $T_2$，$T_1$大于 $T_2$，即频率 $f_1$ 小于频率 $f_2$。调频法常被用于管电压的调整电路。

**（三）控制方式示例**

图 8-10 为逆变式 X 线机调频控制管电压的原理方框图。控制电路由 kV 检测、比较器、压频变换器（V/f）等组成。主电路由直流电源、桥式晶闸管逆变器、高频高压变压器、整流滤

波电路、X线管等组成。

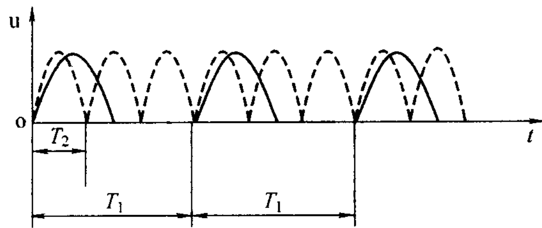



图 8-9 调频控制原理

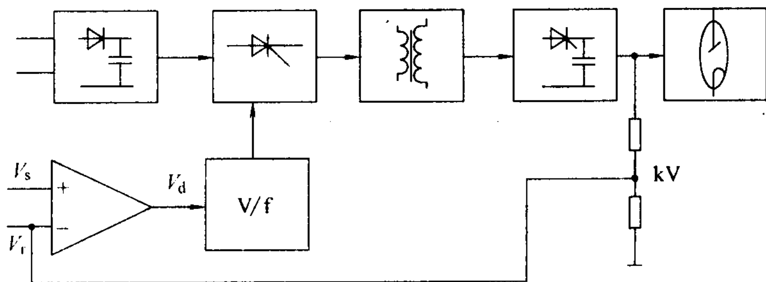



图 8-10 调频控制式逆变电源原理方框图

比较器的同相输入端输入电压 $V_s$ 为管电压预置值，反相输入端输入电压 $V_r$ 为实际管电压的取样值，它与实际曝光时加在X线管两端的直流高压成正比，比较器输出电压 $V_d$ 与两者的差值成正比，$V_d$ 控制压频变换器（V/f）的输出频率，即比较器的输出电压控制压频变换器的输出频率，从而改变逆变器中的晶闸管的触发频率，实现调整管电压的kV值。

在曝光开始的瞬间，由于预置电压一定，高压还未形成，触发频率最高，高压滤波电容的充电速率最大，kV值迅速上升，随着实际kV值的增大，触发频率下降，kV值上升速度变慢。当预置电压值等于实际kV检测值，误差电压为零，触发频率稳定，使kV值维持在预置值的水平上。若因某种原因，例如电网电压波动使kV值发生变化，则因调频控制过程是闭环控制，该闭环回路立即自动跟踪调整，kV值发生相反方向的变化，使kV值维持在预置值上，克服了电网电压波动对kV值的影响，所以逆变式X线机对电源要求较低。

## 第三节 管电压的产生与调节

管电压的产生与调节主要由以下电路构成：晶闸管逆变电路、倍压整流电路、晶闸管触发电路、调整电路、微机电路、接口电路和键控显示电路组成。如图8-11所示为SX32-Ⅰ型逆变式X线机的高压产生与调整电路方框图。该机通过改变频率来调整管电压的高低。

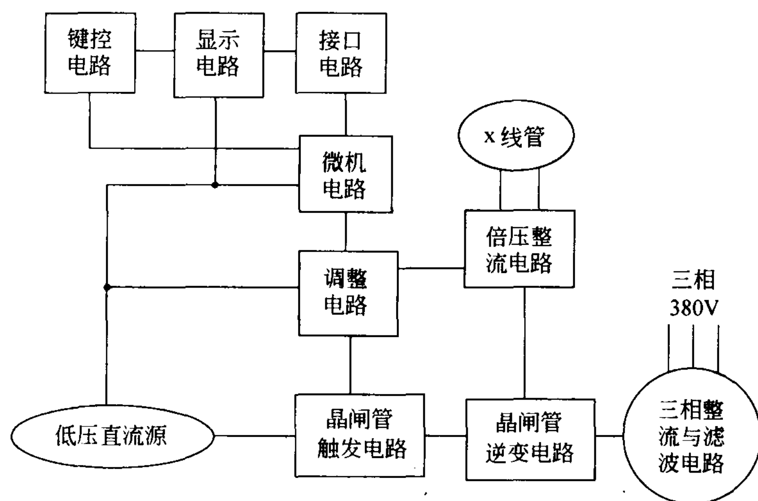



**图 8-11 高压产生与调整电路方框图**

## 一、主逆变电路

为了得到频率较高的交流电源，使用晶闸管逆变技术。它能将一直流电源逆变成频率高达数千赫兹乃至数万赫兹的交流电源，再经升压、整流、滤波便成为高压直流电压加于X线管。如图8-12所示为SX32-Ⅰ型逆变式X线机高压逆变电路。

图中电容器 $C_2$，$C_3$ 与高压变压器T电感元件及其内阻组成串联谐振电路。当内阻值较小时，在外界直流电源的作用下，将产生阻尼振荡，其振荡频率决定于电路参数。由于这种阻尼振荡衰减极快，没有实际用处。

要使高压变压器T不断输入中频交流电流，应使用4只晶闸管接成桥式电路，并通过改变触发频率来控制谐振回路，把衰减振荡变成等幅连续振荡。

曝光时，相位差180°的脉冲交替触发晶闸管 $VT_1$，$VT_2$ 和 $VT_3$，$VT_4$，使其产生连续不断的中频交流电流。其等效电路和波形图分别如图8-4和图8-13所示。

当 $VT_1$，$VT_2$ 导通时，流过负载的电流为 $i_1$；$VT_3$，$VT_4$ 导通时，流过负载的电流为 $i_2$。ton为导通时间，电源在这段时间里向负载输出能量。$T_1$-ton为反向关断时间，由于电流反向，晶闸管在这段时间里关断。TC，LC储存的能量将通过续流二极管 $VR_1$，$VR_2$ 或 $VR_3$，$VR_4$ 回馈给电源。

电路的谐振频率即固有频率决定于串联谐振回路的参数，它是固定不变的，而经逆变后输出的中频交流电源频率（或周期T）是可以改变的，当提高触发脉冲频率时，逆变后输出的中频交流电源频率也随之提高。通常所说的主机工作频率指的就是逆变器的触发频率。SX32-Ⅰ型逆变式X线机最高为7.5kHz。

图8-12中的KX为摄影准备继电器触点。当摄影准备时该触点闭合，将 $C_3$ 短路，使串联谐振回路中的电容量增加，提高输出能量（因为此时谐振频率下降，波形变宽）。透视时KX不闭合，总电容量减小，则逆变电源输出能量也减小。

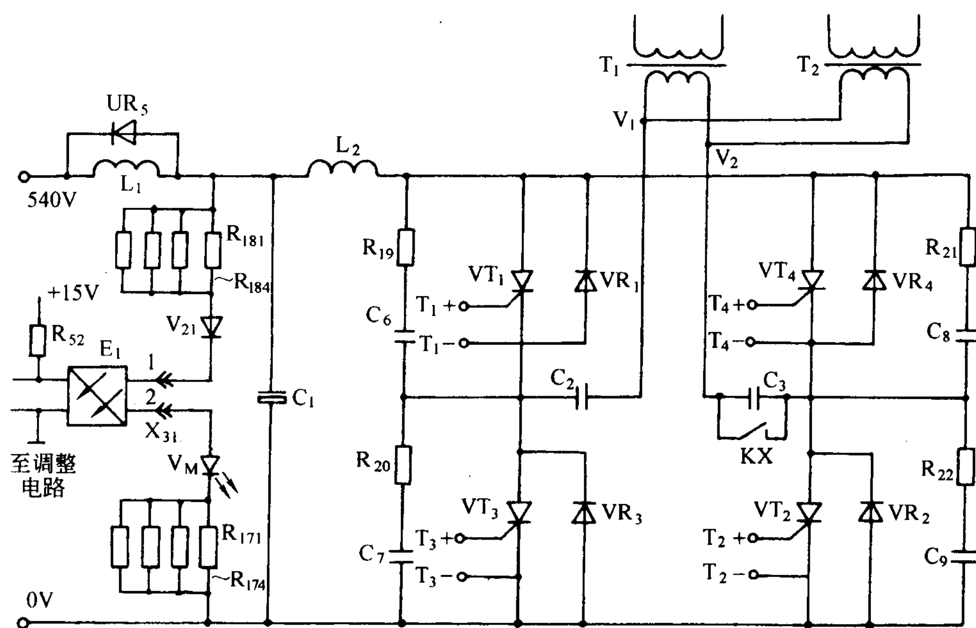



图 8-12 晶闸管主逆变电路

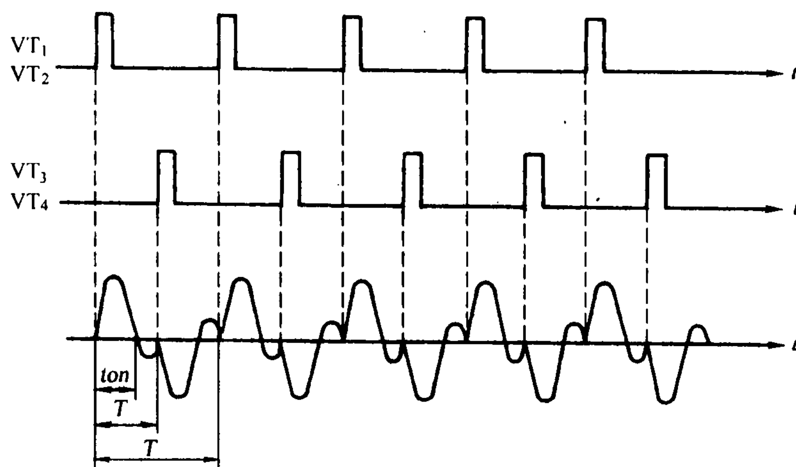



图 8-13 主逆变电路的负载波形图

本机由于触发频率较高，为了保证晶闸管可靠导通和关断，必须选用高速晶闸管。图 8-12 中与晶闸管并联的 $R_{19}$，$C_6$，$R_{20}$，$C_7$，$R_{21}$，$C_8$，$R_{22}$，$C_9$ 为阻容吸收电路。其作用是抑制电压上升率，以防止外界干扰高峰脉冲的袭击。

$L_1$，$L_2$，$C_1$，$E_1$，$V_{21}$ 及降压电阻 $R_{171}$～$R_{174}$ 和 $R_{181}$～$R_{184}$ 组成逆变器短路保护电路。当电路工作正常时，光耦合器 $E_1$ 原边有电流流过，发光二极管 VM 燃亮。但当逆变电路发生短路时，

一方面由于绕组 $L_1$ 的电感量较大，限制了电流的上升率。同时由于短路，电容 $C_1$ 与电感 $L_2$ 组成并联谐振回路，当谐振电压反相时，$V_{21}$，$E_1$，VM 因反向截止，$E_1$ 副边给出短路信号停止触发。

因 $L_1$ 电感量较大，当曝光截止，无电流流通时，将产生出很高的反电势通过光耦合器袭击控制电路。并联一个二极管 $VR_5$ 后，则为这一反电势提供通路，免遭损坏。

## 二、倍压整流电路

SX32-Ⅰ型逆变式 X 线机采用对称式 4 倍压整流电路，能产生高达 125kV 的直流高压，加于 X 线管两端，如图 8-14 所示。

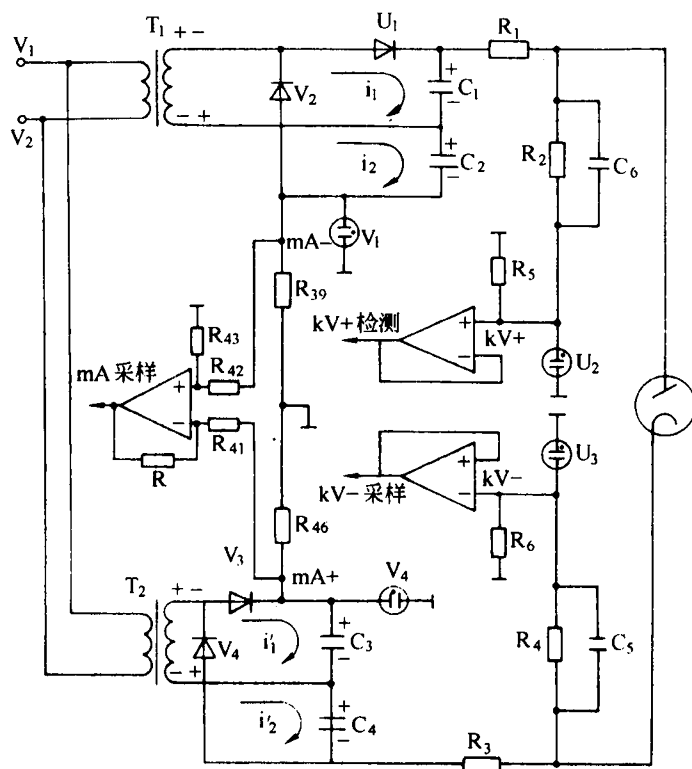



图 8-14　倍压整流电路

高压变压器 $T_1$ 和 $T_2$ 初级并联后接于逆变器的输出端 $V_1$，$V_2$。$T_1$ 次级经 $V_1$，$V_2$，$C_1$，$C_2$ 倍压整流滤波输出 kV＋；$T_2$ 次级经 $V_3$，$V_4$，$C_3$，$C_4$ 倍压整流滤波输出 kV－。其工作原理如下：

当电源正半周时，$i_1$ 通过 $V_1$ 向 $C_1$ 充电，$i'$ 通过 $V_3$ 向 $C_3$ 充电；负半周时，$i_2$ 通过 $V_2$ 向 $C_2$ 充电，$i'_2$ 通过 $V_4$ 向 $C_4$ 充电。则 X 线管两端的直流高压为 4 个电容器充电电压之和，而相对中心地端，其绝对值为管电压之半。

$R_2$，$C_6$，$R_5$ 和 $R_4$，$C_5$，$R_6$ 组成阻容分压器。$R_5$ 为 kV＋采样电阻，$R_6$ 为 kV－采样电阻，分别经过电压跟随器进行阻抗变换后输出 kV＋和 kV－的采样电压。kV＋信号送给微机用于 kV 检测电路；kV－送 kV 调整电路，进行 kV 闭环自动调整。$R_{39}$，$R_{40}$ 为管电流采样电阻，管电流

流经此二电阻后产生电压降，经过放大得到 mA 采样信号，送微机进行 mAs 积分。

## 三、晶闸管触发电路

触发电路的作用是触发逆变电路中的晶闸管，共有 4 组，每两组之间相位差 180°，使两组晶闸管交替导通，以产生中频交流电流，如图 8-15 所示。

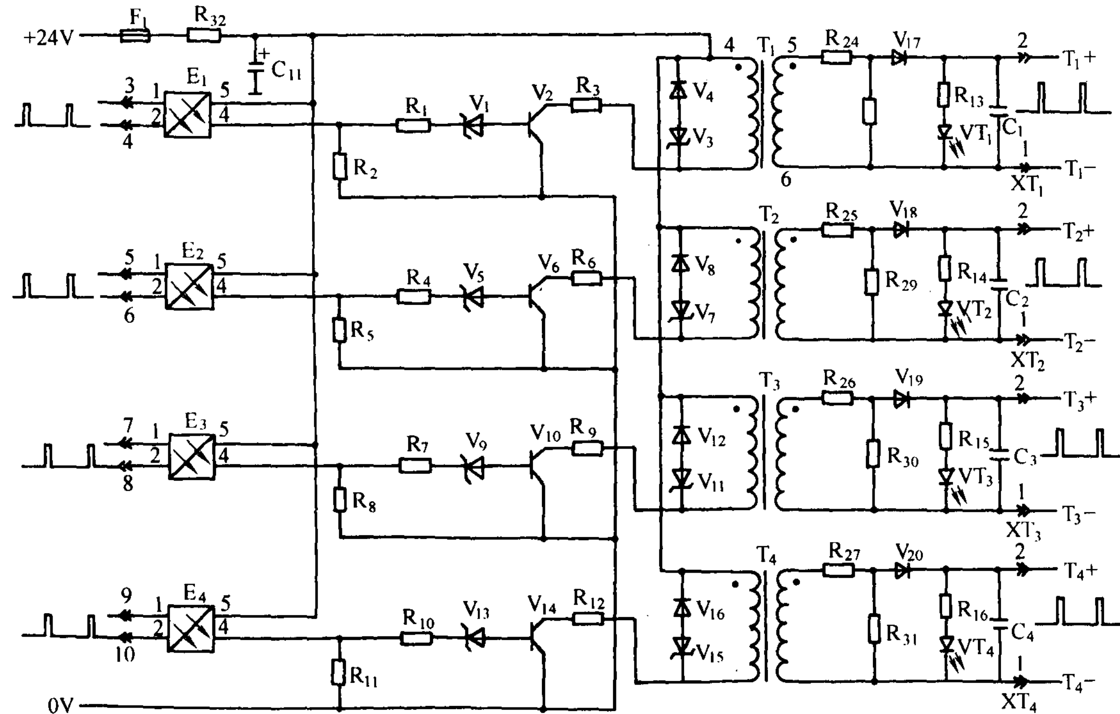



图 8-15 晶闸管触发电路

为了避免晶闸管电路对低压控制电路的干扰，采用光耦合管隔离，使之没有电路联系。来自调整电路的两组相位差 180°的触发脉冲信号，经光耦合器 $E_1$～$E_4$ 隔离后，输出端分别经 $R_1$，$V_1$，$R_4$，$V_5$，$R_7$，$V_9$，$R_{10}$，$V_{13}$ 加至三极管 $V_2$，$V_6$，$V_{10}$，$V_{14}$ 的基极，经放大后加至脉冲变压器 $T_1$，$T_2$，$T_3$，$T_4$ 的初级。其次级感应的脉冲分别经 $R_{24}$，$V_{17}$，$R_{25}$，$V_{18}$，$R_{26}$，$V_{19}$，$R_{27}$，$V_{20}$ 从 $T_1+$，$T_1-$，$T_2+$，$T_2-$，$T_3+$，$T_3-$，$T_4+$，$T_4-$ 输出，交替触发晶闸管 $VT_1$，$VT_2$ 和 $VT_3$，$VT_4$。

$R_2$，$R_5$，$R_8$，$R_{11}$ 为泄放电阻，使三极管极间电容电能泄放以改善波形。稳压管 $V_1$，$V_5$，$V_9$，$V_{13}$ 是防止光耦合器截止时由于暗电流使 $V_2$，$V_6$，$V_{10}$，$V_{14}$ 微导通而产生误触发。因为稳压管的稳压数值为 10 V，而暗电流流经 $R_2$，$R_5$，$R_8$，$R_{11}$ 所产生的电压降不会高于 10V，因此三极管不可能导通。$R_1$，$R_4$，$R_7$，$R_{10}$ 为限流电阻，起限流保护作用。

$C_1$～$C_4$ 为抗干扰电容器，当干扰脉冲到来时起旁路作用，防止误触发。$VT_1$～$VT_4$ 为触发指示发光二极管，当有触发脉冲输出时燃亮。

$V_3$，$V_4$，$V_7$，$V_8$，$V_{11}$，$V_{12}$，$V_{15}$，$V_{16}$ 其作用是抑制脉冲变压器从工作到截止瞬间产生的反峰压，使其构成通路，并箝位在 34V 以保护三极管。此反峰电流流回电源时，由 $C_{11}$ 充电吸收。

$R_{32}$为限流电阻；$V_{17}$，$V_{18}$，$V_{19}$，$V_{20}$为反峰保护二极管，当脉冲变压器出现反峰电压时，由于该二极管耐受的反峰电压值较高，不能构成通路，从而保护晶闸管的触发极免遭反向击穿。$R_{24}$～$R_{27}$为限流电阻，$R_{28}$～$R_{31}$为分压电阻。

## 四、管电压调整电路

管电压调整电路的作用是：根据设定管电压值的大小，与采样值比较后及时修正相位差180°的两组触发脉冲信号频率，从而达到调整管电压的目的。由于这是一个闭环调节过程，能够使曝光时输出的管电压值始终与设定值一致，十分准确而稳定，满足了医生对投照条件的要求。同时，为了保证机组安全使用，还设置了最高管电压和逆变器短路保护电路，如图8-16所示。

### （一）透视管电压调整电路

当接收到透视指令后，模拟开关$D_1$(5)为高电位，使$D_1$(3,4)闭合，而$D_1$(13)端因经反相器$D_5$(3,4)后为低电位，$D_1$(1,2)断开。

1. *手动控制* 由控制台或诊断床透视管电压调节电位器RD送来的设定透视管电压FkV的模拟信号电压（正值），经电压跟随器$N_2$，电阻$R_{23}$，模拟开关$D_1$(3,4)加至加法器$N_1$的同相输入端12；而从kV一端采样的信号电压（负值），经电阻$R_3$，电压跟随器$N_1$，电阻$R_6$同时加至加法器$N_1$的同相输入端12。二信号电压相加（代数和），经放大后输出的信号电压经$R_{21}$加至压控振荡器$D_3$(4046)的输入端9，则其输出端4(P4)便输出占空比为1，频率为6kHz～7.5kHz的振荡方波。再分别加至双单稳触发器$D_4$的4和11输入端进行整形，变成适合于晶闸管触发，频率相同的两组脉冲电压波形。因$D_4$的4端为上升沿触发，11端为下降沿触发，而$D_3$的输出脉冲的占空比为1，因此，$D_4$的6和10输出端的脉冲相位差为180°，如图8-17所示。

此两组脉冲分别经驱动器$D_7$(1,16)，$D_7$(2,15)，$D_7$(3,14)，$D_7$(4,13)放大后送往触发电路中光耦合器$E_1$～$E_4$的输入端，触发逆变电路中的晶闸管产生中频交流电压。

因压控振荡器$D_3$输出脉冲电压的频率与其9端的输入模拟电压值有关，因此，可通过改变输入模拟电压的大小来控制触发脉冲的频率，进而改变管电压值。

当实际的FkV值小于设定的FkV值时，加法器$N_1$同相输入端12的电压为正值，则压控振荡器$D_3$的输入模拟电压亦为正值，使振荡频率升高，亦即触发频率升高，因而使实际的FkV值上调接近设定的FkV值，直至二值相等；反之，当实际FkV值大于设定FkV值时，加法器$N_1$同相输入端12的差值电压为负值，则压控振荡器$D_3$的输入模拟电压亦为负值，振荡频率下降，亦即触发频率下降，使实际FkV下调接近设定FkV值，直至二值相等。总之，无论实际值有何变化，经闭环电路自动调节最后均会与设定值相同，使管电压误差近似于零。压控振荡器$D_3$的$C_9$和$R_{22}$决定振荡频率，本机最高为7.5kHz。

2. *自动控制* 由电视系统送来的自动亮度控制信号(IBS)，经X73的1,2端加至比较放大器$N_1$的同相输入端5，而+15V经$R_{13}$，$R_{12}$分压后得到的6V分压值（国产电视为4V）作为基准电压加至反相输入端6，当两输入电压数值相等时，比较器输出为0V，若有差异则输出正或负电压，并经$R_{18}$，$R_{19}$加至积分电路的输入9端，它起滞后校正作用，以防止闭环系统自激。8端输出的电压经$V_1$和X73的9端加至转换开关的"自动"为透视自动kV控制信号送往调整电路。

电视透视时，如图像变暗，表示此时的kV值不足，IBS信号电压值小于基准电压值，则比

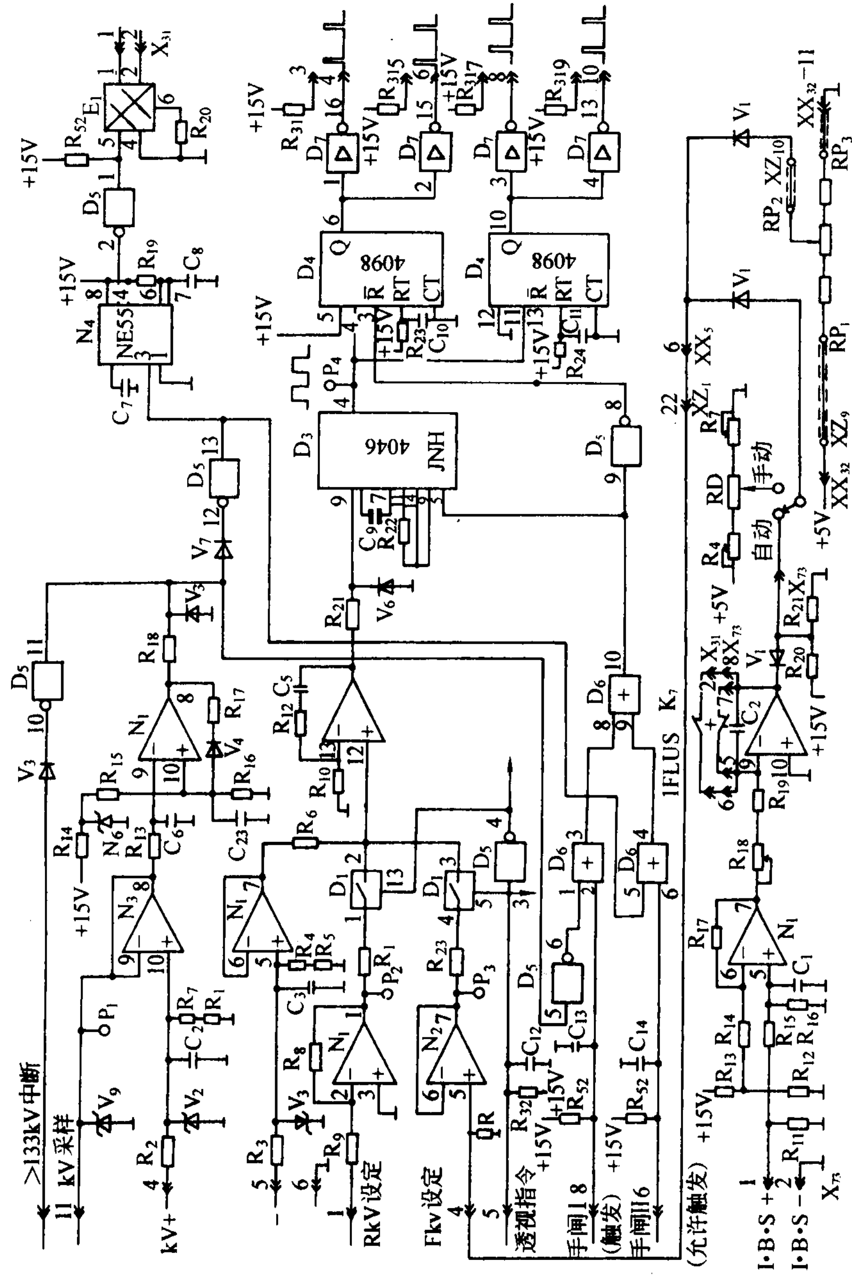



图 8-16 管电压调整电路

较放大器输出 7 端的差值电压(负值),经 $R_{18}$、$R_{19}$加到积分电路的输入 9 端,此差值电压越大积分电路输出端的电位越高,亦即使透视 kV 模拟电压的设定值提高。经闭环后,便能自动提高透视的 kV 值,直至达到新的 kV 值为止,反之亦然。因此,有了这套自动控制 kV 电路,就能使电视图像亮度始终保持在最佳状态,不因人体部位和器官密度的变化而变化,有利正确诊断。

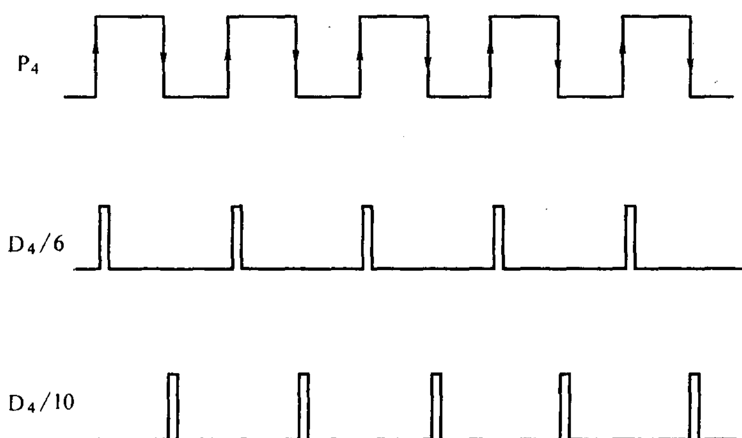



图 8-17　双单稳触发器的输入输出波形

调整 $R_{18}$ 可以改变积分常数，即改变灵敏度。若自动亮度控制过程出现振荡，即图像忽明忽暗，可以通过调节 $R_{18}$ 得到解决。

$R_{20}$，$R_{21}$ 组成分压器，抽取约 3.7V（相当 110kV）的电压，加于二极管 $V_1$ 的阳极端。当 $N_1$ 的输出端 8 的电压高于 3.7V 时，$V_1$ 反向截止开路，使输出电压最高限幅在 3.7V，即电视透视时的最高管电压限制在 110kV。

$K_7$ 为透视继电器的常闭触点。"FLUS"透视常闭按键，当抬起脚闸或松开按钮后，$K_7$ 触点或按钮闭合，积分电路处于电压跟随器状态，$N_1$ 的 8 端输出电压显著降低，亦即透视 kV 回到低值处。

**(二)摄影管电压调整电路**

图 8-16 所示，摄影管电压调整的正常工作状态是：当逆变器电路正常（$D_6$ 的 5 端为低电位），管电压低于 132kV（$D_5$ 的 5 端为高电位），允许触发有效（$D_6$ 的 6 端为低电位）和曝光指令有效（$D_6$ 的 2 端为低电位）同时满足，才有触发信号输出，产生中频交流电压。

摄影时，模拟开关 $D_1$（13）为高电位，使 $D_1$（1，2）闭合。由微机送来的设定摄影管电压 RkV 的模拟信号电压（负值）经 $R_9$，运算放大器 $N_1$ 反相变成正电压后，再经 $R_{11}$、模拟开关 $D_1$（1，2）送往加法器 $N_1$ 的同相输入端 12，而摄影管电压的采样模拟信号电压（负值）经 $R_3$，跟随器 $N_1$，$R_6$ 同时加至加法器 $N_1$ 的同相输入端 12，二信号电压相加（代数和），经放大后输出的信号电压经 $R_{21}$ 加至压控振荡器 $D_3$ 的输入端 9。则其输出端 4（$P_4$）便输出占空比为 1、频率为 6kHz～7.5kHz 的振荡方波。

当手闸 I 档按下后，X22 的 6 端为低电位，并加至"或"门 $D_6$ 的输入端 6，因为当逆变器无短路时，5 端亦为低电位，所以其输出端 4 为低电位，并加至"或"门 $D_6$ 的输入端 9。再按下手闸Ⅱ档，X22 的 8 端为低电位，并加至"或"门 $D_6$ 的输入端 2，因为管电压小于 133kV 时，加至反相器 $D_5$ 的输入端 5 为高电位，则其输出端 6 为低电位，于是"或"门 $D_6$ 的输出端 3 亦为低电位，并加至"或"门 $D_6$ 的输入端 8，所以正常情况下，"或"门输出端 10 为低电位，它一路加至压控振荡器 $D_3$ 的 5 端（门控），另一路经反相器 $D_5$（8，9）变成高电位后分别加至双单稳触发器 $D_4$ 的 3 和 13 复位端 $\overline{R}$，但此时为高电位无效。由于压控振荡器工作，于是便有触发脉冲从 $D_4$ 的

6 和 10 端输出，并经驱动器 $D_7$放大后加至触发电路，触发逆变电路中的晶闸管产生中频高压。

当逆变器短路时，光耦合器 $E_1$截止，反相器 $D_5$的输入端 1 为高电位，则输出端 2 为低电位，并加至由 $N_4$(NE555)，$R_{19}$，$C_8$构成的单稳触发器的 2 端。当 2 端电位由高变低时，3 端便输出一宽度 $T\approx40ms$(由 $R_{19}$，$C_8$决定)的高电位。此高电位送至"或"门 $D_6$的输入端 5，于是其输出端 4 为高电位，并加至"或"门 $D_6$的输入端 9，使 $D_6$输出端 10 也输出高电位。它一路送至压控振荡器 $D_3$的 5 端(门控)，将 $D_3$封锁；另一路经反相器 $D_5$(8,9)变成低电位后由 8 端分别加至双单稳触发器的 3 和 13 复位端$\overline{R}$，将 $D_4$复位，无触发脉冲输出，亦即无高压输出，起保护作用。

从 kV＋检测到的模拟信号电压经 $R_2$和电压跟随器 $N_3$，$R_{13}$加至电压比较器 $N_1$的反相输入端 9。稳压管 $N_6$提供的 5V 基准电压，经 $R_{14}$，$R_{15}$，$R_{16}$分压在比较器 $N_1$的同相输入端 10 产生 4.4V 的基准电压，它相当于 $4.4\times30$ kV＝132kV。当实际管电压大于 132kV 时，则反相输入端 9 的电压大于 4.4V，使比较器翻转，输出端 8 为低电位，并通过 $R_{18}$加至反相器 $D_5$的输入端 5，则其输出端 6 为高电位，并加于"或"门 $D_6$的输入端 1。于是其输出端 3 为高电位，加至"或"门 $D_6$的输入端 8 后，其输出端 10 亦为高电位。同样也能封锁压控振荡器 $D_3$，并使双单稳触发器 $D_4$复位，无触发脉冲输出，起保护作用。

与此同时，由于比较器 $N_1$的 8 端由高电位变为低电位，此跳变信号经反相器 $D_5$的 11 端，反相后 10 端变成高电位，送微机芯片 8098 的中断口(INT)，使微机产生故障中断。

$V_2$，$V_8$，$V_9$稳压管起限幅作用，它把输入端电压分别限制在＋5V，＋10V 和－10V。$R_1$，$R_7$，$C_2$和 $R_4$，$R_5$，$C_3$用来控制管电压上升，时间常数约 1ms。

## 五、键控显示接口和微机电路

图 8-18 所示，$D_9$，$D_{10}$构成 16 选 1 电路，$B_4$，$B_5$，$B_6$可选通 $D_9$或 $D_{10}$的 8 个输入口之一，$B_7$用于选通 $D_9$或 $D_{10}$，微机先通过可编程接口芯片 $D_7$(8255A)的 B 口输出选通信号，选择所要求采样的键，然后通过 $A_0$将选通一路的键状态写入，键状态为低电位有效。

当设定管电压时，B 口输出 0100 或 0101 代码。此时 8 选 1 选通器 $D_{10}$中的 $\overline{S}$控制端为低电位有效。当按下 kV＋或 kV－键时，$D_{10}$输出端 $\overline{Y}$为高电位，而此时 $D_9$ 的$\overline{S}$端因经"与非"门 $D_{11}$(5,6)反相后变为高电位，$D_9$被封锁，$\overline{Y}$输出高电位，则"与非"门 $D_{11}$输出 3 端为低电位，并经 $X_{61}$的 14 端，$X_{21}$的 17 端加至接口芯片 $D_7$(8255A)的输入采样口 $A_0$端，微机进入 kV＋或 kV－程序。

$D_7$的输出端$\overline{RD}$为低电位，并加到微机芯片 8098 的输入端 $\overline{WR}$，则 $D_1$的输出端 P2.0 为高电位，经反相器 $D_{10}$(5,6)后变成低电位，并通过 $XZ_1$ 的 25 端，$X_{61}$的 5 端加至译码器 $D_2$(CPAL-16L8)的$\overline{IB}$端，使 $D_2$选通。同时接口 $D_7$(8255A)的 B 口输出端亦加至数译码器 $D_2$和位译码器 $D_3$(74LS138)，显示所设定的 kV 值。

接口芯片 $D_7$(8255A)还通过数据线加至 D/A 转换器 $D_8$(7524)的数据接口 $D_0$～$D_7$进行 D/A 转换。其输出端 $OUT_1$，$OUT_2$便有模拟信号电压输出，并经运算放大器 $N_1$(TL004)放大后输出一负值的信号电压，通过 $XZ_2$ 的 1 端加至调整电路，改变压控振荡器 $D_3$(4046)的振荡频率，亦即改变逆变器的触发频率，进而改变逆变电路输出电压值，达到改变管电压的目的。

如 $N_1$输出端 1 的模拟电压值(30kV/1V)与 kV 显示值有出入，可适当调整电位器 $W_2$，使

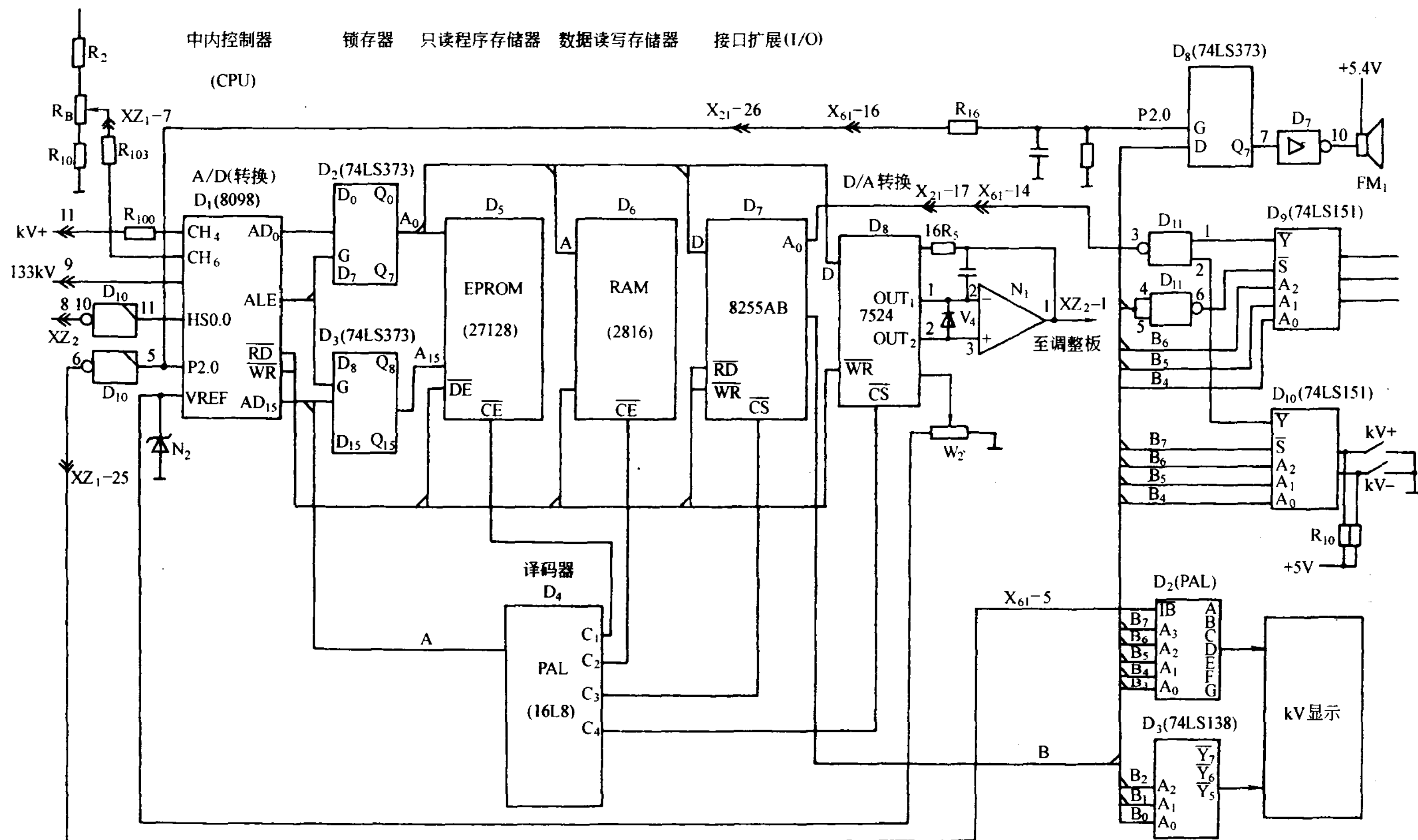



图8-18 键控显示接口和微机电路

其达到设定值。

微机芯片8098的P2.0输出端的高电位还通过$X_{21}$的26端，$X_{61}$的16端，$R_{16}$加至锁存器$D_8$(74LS373)的门控G端，则其输出端$Q_7$亦为高电位，经反相驱动器$D_7$变成低电位后，蜂鸣器$FM_1$接通电源发出响声。

当按下手闸Ⅱ档后，微机芯片8098的HS0.0输出端为高电位，经反相器$D_{10}$(10,11)后，其输出10端为低电位，经XZ2的8端，加至晶闸管触发电路。于是便产生触发脉冲、触发晶闸管导通，产生中频高压。

kV+检测信号电压通过$XZ_2$的11端加至微机芯片8098的$CH_4$端。当出现7ms后kV>115%kV设定值或<85%kV设定值现象，3ms后kV<50%kV设定值现象时，显示故障代码、机器停止曝光操作。

当实际管电压>133kV时，kV+检测信号使$XZ_2$的9端为高电位，并加于微机芯片8098的中断端$IN_{71}$，使微机产生故障中断，同时封锁调整板的压控振荡器$D_3$(4046)，而双单稳触发器$D_4$(4098)复位，使高压中断。

当调整点片管电压设定值时，可调节电位器$R_B$。则模拟电压经$R_{103}$加至微机芯片$D_1$(8098)的A/D输入端$CH_6$，经A/D转换后，由输出端$\overline{RD}$送往接口芯片$D_7$(8255A)的输入端$\overline{WR}$。然后通过数据线加至$D_8$(7524)的数据接口D，进行D/A转换。其输出端$OUT_1$，$OUT_2$便有模拟电压信号输出，并经运算放大器$N_1$(TL004)放大后，输出一负值的信号电压，通过XZ2的1端加至调整电路，改变压控振荡器$D_3$(4046)的振荡频率，亦即改变逆变器的触发频率，进而改变逆变电路输出电压值，达到改变管电压值的目的。

## 第四节　灯丝电压的产生与调节

灯丝电压的产生及调整电路由单相整流稳压电路、场效应管逆变电路、触发电路、调整电路、微机电路、接口电路、显示电路和键控电路组成。其方框图如图8-19所示。

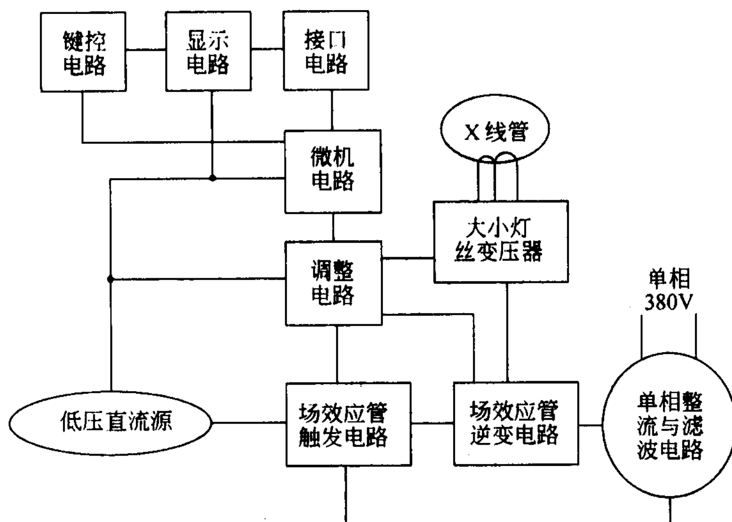



图8-19　灯丝电压产生及调整电路方框图

如图 8-20 所示单相整流稳压电源电路。电源变压器送来的 33V 交流电压，经 $V_1$整流后，一路经 $X_{41}$的 3，4 端送往灯丝逆变电路，另一路经三端稳压集成器件 $N_1$，$N_2$输出＋15V 和＋5V 电压，作为触发电路的电源。$V_2$为隔离二极管，$R_1$为限流电阻使流过稳压管的电流值在稳压区。$V_3$，$V_4$稳压管起限幅作用，防止过高电压输入。

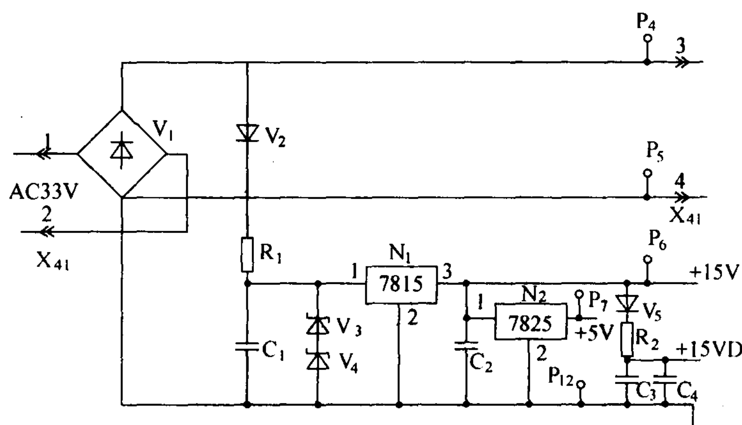



图 8-20 单相整流稳压电源电路

## 一、灯丝加热逆变电路

一般工频 X 射线机，由于使用 50Hz 正弦交流电流加热灯丝，因此温度变化较大，使输出 X 射线量不稳定。SX32-Ⅰ型逆变式 X 线机使用中频方波交流电流加热。由于灯丝温度波动小，输出的 X 射线量稳定，波长单一，剂量增大。

灯丝加热逆变电路的开关元件使用场效应管，由于场效应管的导通和截止只决定栅极电位的高低，因此不用 RLC 谐振电路(因晶闸管需要有反向电压才能截止)。

为了防止 20kHz 中频信号反馈回电源，保证输出稳定，因此，在单相整流输出的直流电压后，还需要经过由电容器 $C_1$～$C_4$，电感线圈 L 组成的滤波器，滤除中频干扰尖峰，并输出 46V 的恒定直流电压加到逆变器，如图 8-21 所示。

$V_{11}$，$V_{21}$，$V_{31}$，$V_{41}$构成桥式场效应管逆变电路，用于大焦点灯丝变压器。$V_{51}$，$V_{61}$，$V_{71}$，$V_{81}$构成另一桥式逆变电路，用于小焦点灯丝变压器。逆变电路的控制端接触发电路。

来自灯丝触发电路的，相位差 180°的两组触发脉冲电压，交替触发场效应管 $V_{11}$，$V_{41}$和 $V_{21}$，$V_{31}$(大焦点)或 $V_{51}$，$V_{81}$和 $V_{61}$，$V_{71}$(小焦点)，于是便有连续不断的中频交流电流流过大小焦点灯丝变压器初级绕组。其次级感应出灯丝电压，使大焦点或小焦点灯丝燃亮。与场效应管并联的 $V_{12}$，$V_{22}$，$V_{32}$，$V_{42}$和 $V_{52}$，$V_{62}$，$V_{72}$，$V_{82}$为续流二极管，为反向电流返回电源提供通路。

$R_3$，$C_5$，$R_6$，$C_6$，$R_9$，$C_7$，$R_{12}$，$C_8$以及 $R_{15}$，$C_9$，$R_{18}$，$C_{10}$，$R_{21}$，$C_{11}$，$R_{24}$，$C_{12}$为阻容吸收电路，其作用是抑制电压上升率，以防止外界高峰脉冲的袭击。在场效应管栅极端反向串联两只稳压管，是起限幅作用，避免过高的正或负向栅极信号电压输入。

$R_2$，$R_5$，$R_8$，$R_{11}$，$R_{14}$，$R_{17}$，$R_{20}$，$R_{23}$为泄放电阻。因场效应管栅极和漏极间有极间电容，加

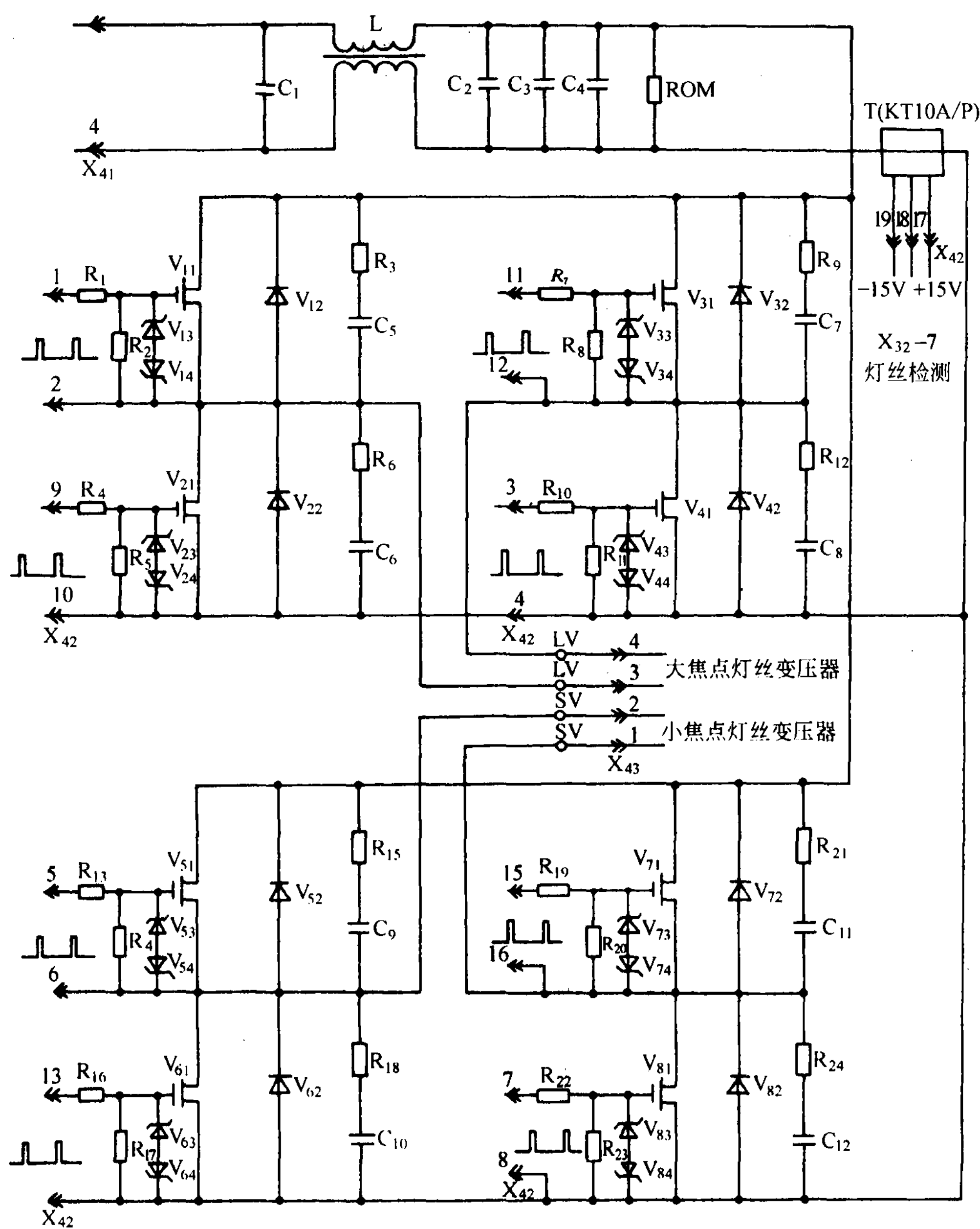



**图 8-21　场效应管灯丝加热逆变电路**

进这些负载电阻后，便加大了时间常数，起延迟作用，使输入脉冲信号电压不致过陡，产生过高的反峰压。

## 二、灯丝加热逆变器触发电路

灯丝加热逆变器触发电路的作用是：触发逆变电路中的场效应管。该电路共有 8 组：4 组供大焦点灯丝变压器逆变电路，另 4 组供小焦点灯丝变压器逆变电路。4 组中的每 2 组触发信号相位差 180°，如图 8-22 所示。

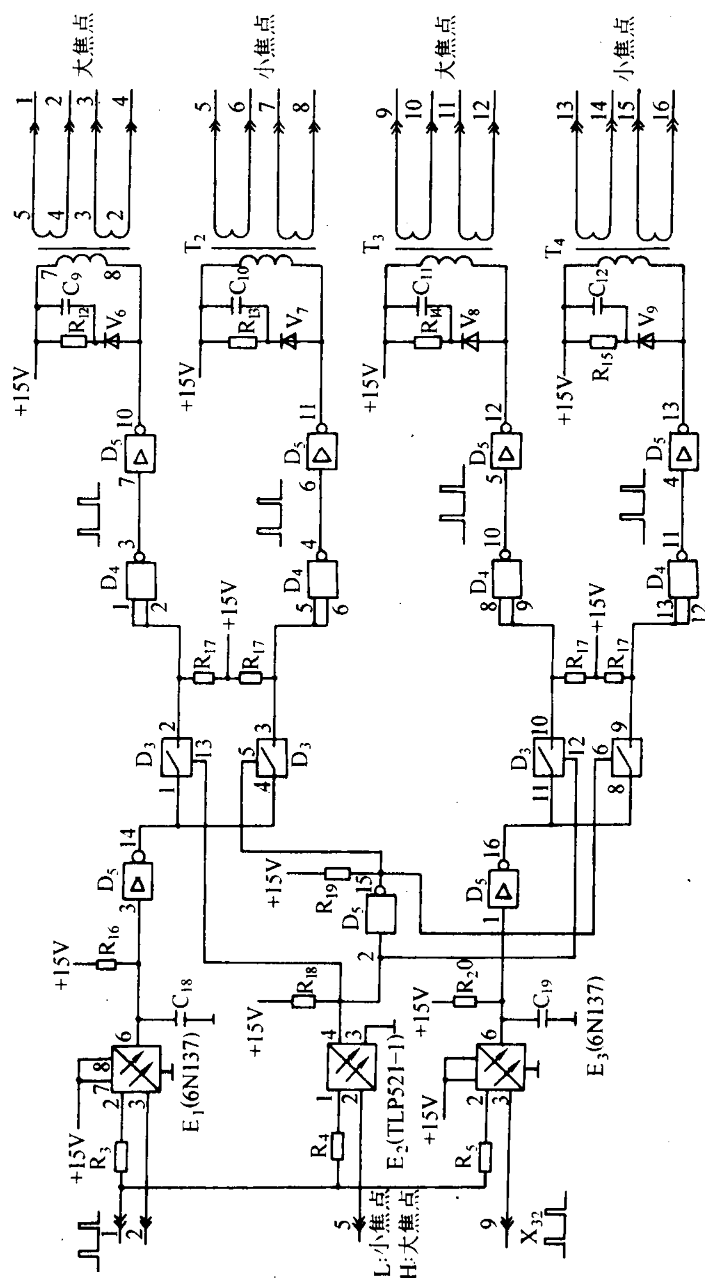



图 8-22 灯丝逆变器触发电路

为了避免逆变电路对前级电路的干扰，采用光电耦合器隔离，使之没有电路联系。来自调整电路相位差 180°的 2 组触发脉冲，经过光耦合器 $E_1$和 $E_3$隔离，因其输出 6 端有 RC 延迟器件($R_{16}$，$C_{18}$和 $R_{20}$，$C_{19}$)使脉冲前沿不陡，故需要经过反相驱动器 $D_5$(3，14)和 $D_5$(1，16)整形，

使 14 和 16 输出端的高电位波形近似光耦合器 $E_1$,$E_3$ 的输入端波形,再送经模拟开关 $D_3$ 的 1,4 和 8,11 端。由于有 RC 延迟,经整形后的脉冲占空比略小于输入端,避免逆变器短路。

焦点控制信号经光耦合器 $E_2$ 隔离,送往模拟开关 $D_3$ 的 12,13 端和反相驱动器 D5 的 2 端,经 $D_5$ 反相后的的信号分别加于模拟开关 $D_3$ 的 5,6 端。小焦点时,$X_{32}$ 的输入 5 端为低电位,光耦合器 $E_2$ 导通,则 4 端为低电位,并分别加至模拟开关 D3 的 12 和 13 端,使 D3 触点 1,2 和 10,11 断开。而 $D_3$ 的 5 和 6 端,经反相驱动器 $D_5$(2,15)后变为高电位,其触点 3,4 和 8,9 闭合。于是"与非"门 $D_4$ 的 4 和 11 端便有触发脉冲信号输出,并经反相驱动器 $D_5$(6,11)和 $D_5$(4,13)放大后,送往小焦点触发变压器 $T_2$,$T_4$ 的初级。于是次级便感应出两组相位差 180°的触发脉冲,而小焦点灯丝电压的高低则决定于触发脉冲的宽窄。

大焦点时,$X_{32}$ 的输入 5 端为高电位,光耦合器 $E_2$ 截止,则输出 4 端为高电位,并分别加至模拟开关 $D_3$ 的 12 和 13 端,使 $D_3$ 触点 1,2 和 10,11 闭合,而 $D_3$ 的 5 和 6 端因经反相驱动器 $D_5$(2,15)后变成低电位,其触点 3,4 和 8,9 断开。于是"与非"门 $D_4$ 的 3 和 10 端便有触发脉冲信号输出,并经反相驱动器 $D_5$(7,10)和 $D_5$(5,12)放大后,送往大焦点触发变压器 $T_1$,$T_3$ 的初级,于是次级便感应出两组相位差 180°的触发脉冲,而大焦点灯丝电压的高低也决定于触发脉冲的宽窄。

因在触发脉冲过后,场效应管的栅极电压为零,但由于此时电流并不为零,这样当下一对场效应管触发导通时会造成短路现象。因此,要求当栅极电压为零的同时,加反向电压使场效应管可靠截止,这可由触发变压器本身由导通过渡到截止的瞬间产生反电势解决。但因反峰电压甚高,因此除加续流二极管和限流电阻与灯丝变压器初级并联,给反峰电流提供通路起抑制作用外,还加进电容 $C_9 \sim C_{12}$,以降低反峰电压的上升率,避免尖峰出现。

## 三、灯丝电流调整电路

灯丝电流调整电路的作用,是根据设定灯丝电流模拟电压值的大小,与采样值比较后,及时修正 2 组相位差 180°的触发脉冲信号的占空比,从而达到调整灯丝电流的目的。同时,由于这是一个闭环调节过程,能够使实际输出的灯丝电流始终与设定值一致,十分准确而稳定,如图 8-23 所示。

### (一)透视灯丝电流调整电路

当接收到高电位的透视指令后,模拟开关 $D_1$ 的 6 端为高电位,使 $D_1$ 的 7,8 端闭合,而 $D_1$ 的 10,11 端则因透视指令经反相器 $D_5$(3,4)变为低电位后,加于 12 端而断开使摄影灯丝设定模拟信号电压不能输入。

由透视灯丝调节电位器 RC 送来的透视设定灯丝模拟信号电压(正值),经电压跟随器 $N_2$,电阻 $R_{26}$,模拟开关 $D_1$(7,8)加至加法器 $N_2$ 的反相输入端 13。而从电流互感器 KT10A/P 次级输出的灯丝采样信号电压,经 $R_{37}$,$R_{27}$ 加至运算放大器 $N_2$ 的反相输入端 9,其输出端 8 极性相反(负值),并经 $R_{33}$ 同时送往加法器 $N_2$ 的反相输入端 13。二信号电压相加后(代数和),其差值经放大后输出的信号电压经 $R_{34}$ 加至脉宽调制器 $N_5$(3524)的 1 端,则 12 和 13 两端便输出两组相位差 180°,频率为 20kHz 的振荡方波。再分别经反相驱动器 $D_7$(5,10)和 $D_7$(6,11)放大后送往触发电路中的光耦合器 $E_1$,$E_3$ 的输入端,触发逆变电路中的场效应管产生中频方波交流电流,送往灯丝变压器加热灯丝。

因脉宽调制器 $N_5$ 输出脉冲电压的占空比与其 1 端的输入模拟电压值有关,因此,可通过

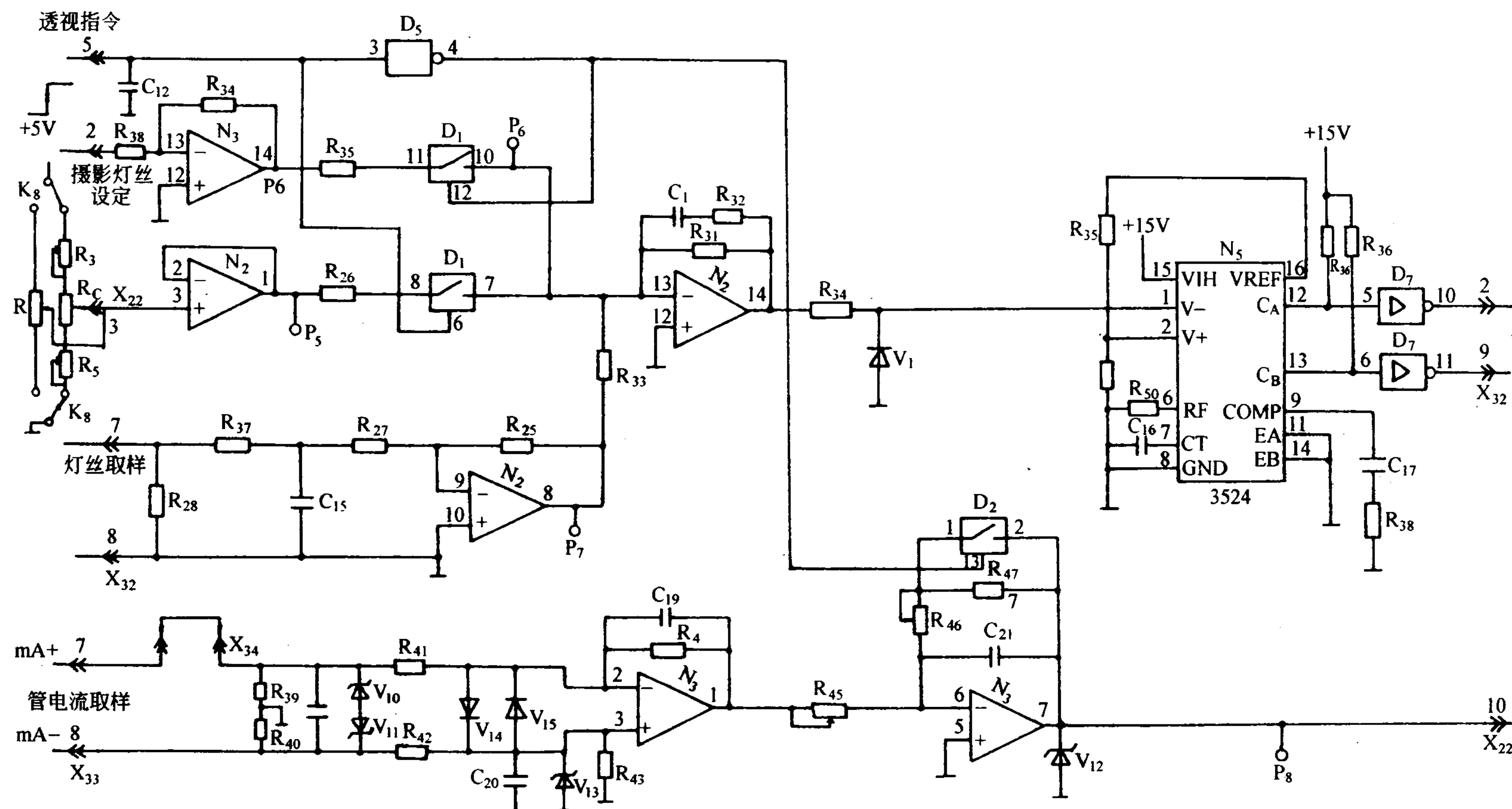



图 8-23　灯丝电流调整电路

改变输入模拟电压值的方法，来控制触发脉冲电压的占空比，进而改变灯丝电流值，亦即透视的管电流值。

当实际透视灯丝电流小于设定值时，加法器 $N_2$ 反相输入端 13 的差值电压为正，其输出端 14 的电压为负，致使触发脉冲宽度加大，使实际灯丝电流上调接近设定值，直至二值相等。反之，当实际灯丝电流大于设定值时，情况与上相反。总之，无论实际值有何变化，经闭环电路自动调节，最后均会与设定值相同，使灯丝电流误差近似于零，亦即透视管电流稳定在设定值。

因灯丝电流波形有杂波干扰，可通过 $R_{37}$，$C_{15}$ 旁路吸收。加法器 $N_2$ 中的 $C_1$ 对高频杂波短路，此时负反馈电阻减小，使放大倍数下降，起到抑制高频干扰作用。

**（二）摄影灯丝电流调整电路**

摄影时，因 X22 的 5 端为低电位，经反相器 $D_5$ 后变为高电位并加于模拟开关 $D_1$ 的 12 端，则 $D_1$（10，11）闭合，而模拟开关 $D_1$ 的 7，8 端则因 6 端为低电位而断开。

由微机送来的摄影设定灯丝电流模拟信号电压（负值），经 $R_{38}$ 和运算放大器 $N_3$ 反相变成正值，再经 $R_{35}$ 和模拟开关 $D_1$（10，11），送至加法器 $N_2$ 的反相输入端 13。而从电流互感器次级输出的采样信号电压，经 $R_{37}$，$R_{27}$ 加至运算放大器 $N_2$ 的反相输入端 9，则其输出端 8 极性相反（负值）经 $R_{33}$ 同时送给加法器 $N_2$ 的反相输入端 13。二信号电压相加后（代数和），经放大后输出的信号电压经 $R_{34}$ 加至脉宽调制器 $N_5$ 的 1 端。以下过程与透视灯丝电流调整电路相同。

## 四、键控显示接口和微机电路

如图 8-24 所示。当设定 mAs 值时，可编程接口芯片 $D_7$（8255A）的 B 口输出 0110 或 0111 代码，此时 8 选 1 选通器 $D_{10}$（74LS151）中 $\overline{S}$ 端为低电位。按下 mAs＋或 mAs－键时，$D_{10}$ 输出端 $\overline{Y}$ 为高电位。而此时 8 选 1 选通器 $D_9$（74LS151）中的 $\overline{S}$ 端，因经“与非”门 $D_{11}$（4，6）反相后为高电位，$D_9$ 被封锁，$\overline{Y}$ 输出高电位，则“与非”门 $D_{11}$ 输出端 3 为低电位。经 $X_{61}$ 的 14 端和 $X_{21}$ 的 17 端加至接口芯片 $D_7$（8255A）的输入采样口 $A_0$ 端，微机进入 mAs＋或 mAs－程序。$D_7$ 的输出端 $\overline{RD}$ 为低电位，并加至微机芯片 8098 的输入端 $\overline{WR}$，则输出端 P2.0 为高电位。经反向器 $D_{10}$（7416）后，6 端输出低电位，并通过 $X_{21}$ 的 25 端加至数译码器 $D_2$（PAL）的端，使 $D_2$ 选通。同时接口芯片 $D_7$（8255A）的 B 口输出端亦加至数译码器 $D_2$ 和位译码器 $D_3$（74LS138），显示所调 mAs 设定值。

接口芯片 $D_7$（8255A）还通过数据线加至 $D_9$（7524）的数据接口 D 进行 D/A 转换，则其输出端 $OUT_1$，$OUT_2$ 便有模拟电压信号输出。经运算放大器 $N_1$（TL004）放大后，通过 $X_{22}$ 的 2 端加至调整电路，改变脉冲的占空比。

如运算放大器 $N_1$ 输出端 2 的模拟电压（负值）与 mAs 显示值有出入，可适当调整电位器 $W_1$，使其达到设计值。

微机芯片 8098 的 P2.0 输出端的高电位还通过 $X_{22}$ 的 26 端、$X_{61}$ 的 16 端、$R_{16}$ 加至锁存器 $D_8$（74LS373）的门控 G 端，则其输出端 $Q_7$ 亦为高电位。经反相驱动器 $D_7$ 变成低电位后，蜂鸣器 $FM_1$ 接通电源发出响声。

当曝光发生管电流时，管电流经过 $R_{39}$，$R_{40}$ 将电流信号变为电压信号（图 8-23）。此 mA 采样信号（正值）分别经 $R_{41}$，$R_{42}$ 送往运算放大器 $N_3$ 的 2 和 3 输入端。经反相其输出电压为负值，并经 $R_{45}$ 加至运算放大器 $N_3$ 的输入 6 端。经放大反相后，$P_8$ 测试点输出正电压，即为 mA 采样的模拟电压值。此值与管电流的关系为摄影时 1V＝100mA，透视时 1V＝1mA。

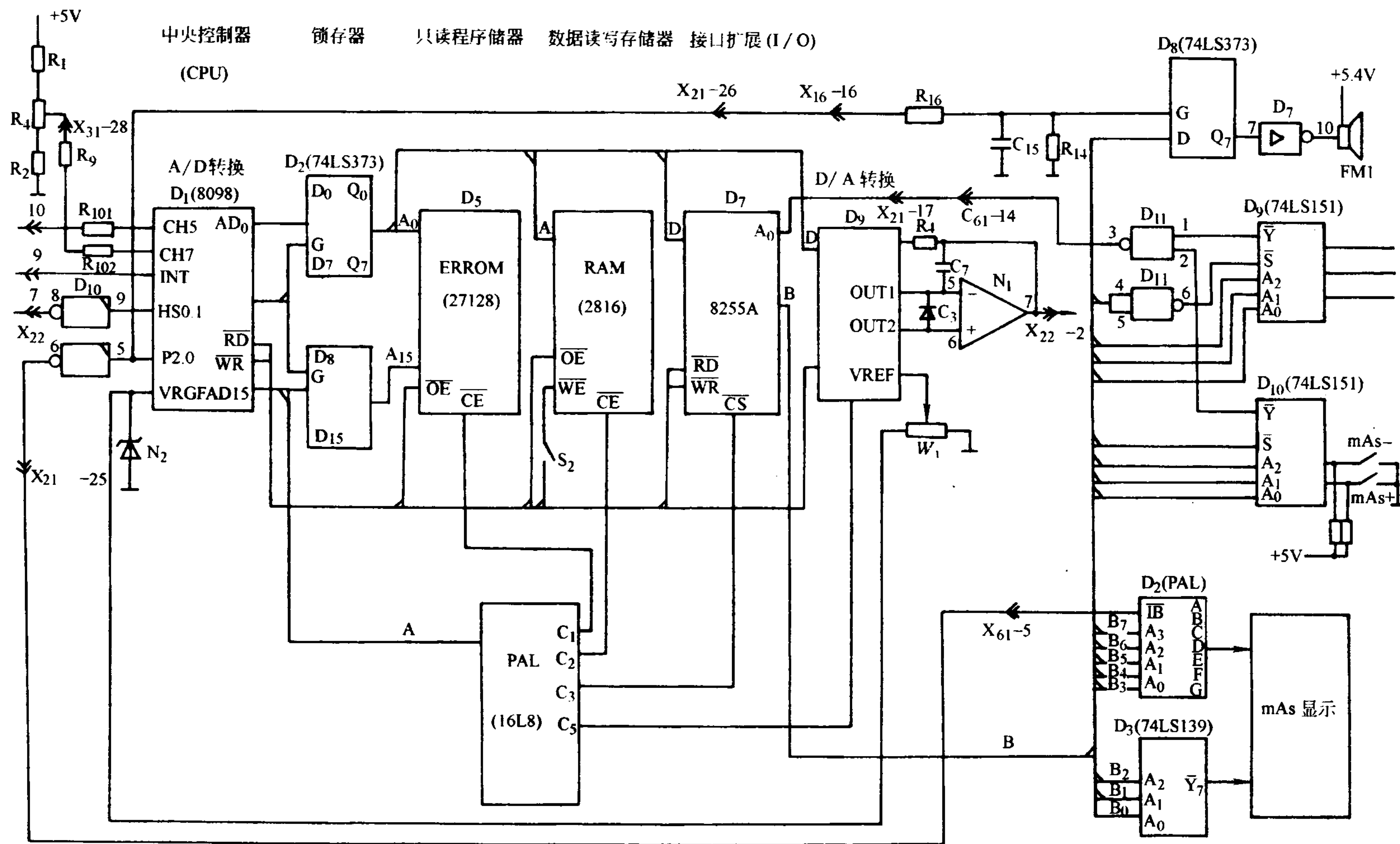



图 8-24 mAs 键控、显示、接口和微机电路

此信号经 $X_{22}$-10，$R_{101}$ 送往微机芯片 8098 的 A/D 采样口 $CH_5$ 端进行积分。当达到预置 mAs 值时，微机芯片 8098 的中断端(INT)输出一高电位信号，切断高压曝光终止。

当摄影管电流大于 400mA，实际 mAs 值偏离设定值过大，7ms 后管电流小于 12mA 时显示故障代码，机器停止曝光操作。

$V_{14}$，$V_{15}$ 为限幅器，起输入信号电压限幅作用。透视时因模拟开关 $D_2$ 的 13 端为低电位，$D_2$ 的 1，2 端断开，$N_3$ 放大倍数增大。而摄影时 13 端为高电位，1，2 端闭合，$N_3$ 放大倍数减小。

透视时可通过调节 $R_{45}$ 改变管电流，摄影时可通过调节 $R_{46}$ 改变管电流。$V_{12}$ 为输出限幅。

当调整点片管电流设定值时，可调节电位器 $R_A$，则模拟电压经 $R_9$，$R_{102}$ 加至微机芯片 $D_1$ 的采样输入口($CH_7$)，经 A/D 转换后，由输出端 $\overline{RD}$ 送往接口芯片 $D_7$(8255A)的输入端 $\overline{WR}$，然后通过数据线加至 D/A 转换器 $D_9$(7524)的数据接口 D 进行 D/A 转换，则其输出端 $OUT_1$、$OUT_2$ 便有模拟电压信号输出。经 $N_1$(TL004)放大后输出负信号电压，通过 $X_{22}$ 的 2 端加至调整电路，改变脉宽调制器 $N_5$(3524)的占空比。亦即改变逆变器的触发脉冲宽度，进而改变逆变电路输出电流值，即改变灯丝电流值，达到改变管电流的目的。

HS0.1 为大小焦点切换输出端，当大焦点时为高电位；小焦点时为低电位。

## 第五节　阳极启动及保护电路

如图 8-25 所示。当按下手闸 I 档后，$D_7$(8255A)的 B 口输出 1110 代码，此时选通曝光准备键，则“与非”门 $D_{11}$ 输出 3 端的低电位，经 $X_{61}$ 的 14 端、$X_{21}$ 的 17 端加至接口 $D_7$(8255A)的采

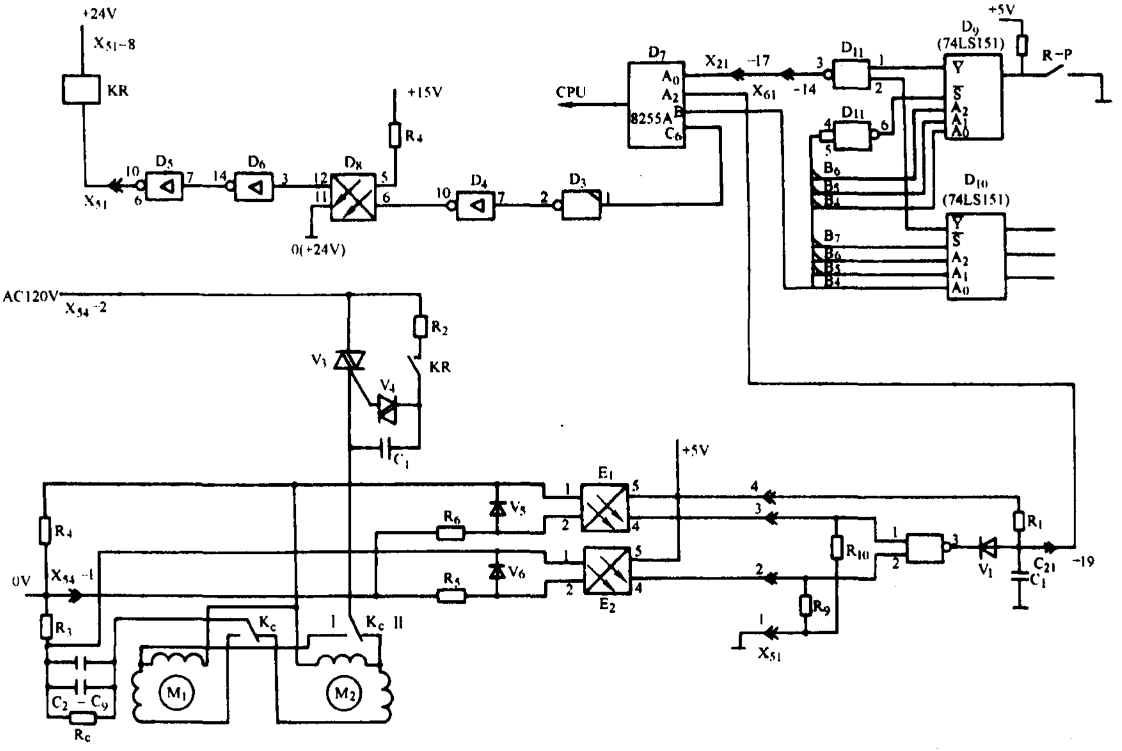



图 8-25　阳极启动及保护电路

样口 $A_0$端。微机选通 $C_6$输出口(低电位),并加至反相器 $D_3$(1,2)后变成高电位,然后经反相驱动器 $D_4$(7,10)变为低电位后,加至光耦合器 $D_8$的输入 6 端,使光电耦导通。光电耦输出 12 端为低电位,经反相驱动器 $D_6$(3,14)和 $D_5$(7,10)后输出的低电位加至 $X_{51}$的 6 端,则继电器 KR 得电工作。其触点 KR 闭合,120V 交流电压经 $R_2$,KR 触点,双向二极管 $V_4$,触发双向晶闸管 $V_3$导通。

AC120V 电信号其中一路经双向晶闸管 $V_3$,高压交换闸 KC 触点、定子工作绕组、采样电阻 $R_4$至 0V,另一路经启动绕组、KC 触点和移相电容 $C_2$～$C_9$,RC,采样电阻 $R_3$至 0V,则阳极启动旋转。阳极启动后,工作绕组电流在 $R_4$上产生电压降,启动绕组电流在 $R_3$上产生电压降,两组信号电压分别经 $R_6$,$R_5$加至光耦合器 $E_1$和 $E_2$的输入端 1 和 2 使其导通。它的输出端经 $X_{51}$的 2,3 端(高电位)加至"与非"门 $D_9$的 1,2 端,则其输出 3 端为低电位,说明阳极启动有效。此低电位经 $V_1$加至 $X_{21}$的 19 端,此即为阳极启动检测信号。它加至接口芯片 $D_7$(8255A)的输入口 $A_2$,微机进入曝光准备程序。

## 第六节 控制电路

本机的控制电路主要包括以下几部分:透视控制、点片摄影控制、普通摄影控制、滤线器摄影控制、体层摄影控制(本书不介绍)。

### 一、透 视

如图 8-26 所示。按下管位选择键后,$D_7$(8255A)的 B 口输出 1010 代码,此时选取接通诊断床 Ⅰ 台管位,则"与非"门 $D_{11}$的 3 端低电位经 $X_{61}$的 14 端、$X_{21}$的 17 端加至接口芯片 $D_7$(8255A)的采样 $A_0$端,$C_4$口输出低电位,经 $X_{21}$的 5 端加至反相器 $D_1$的输入端正 11,$D_1$输出端 10 为高电位,经反相驱动器 $D_4$(5,12)变成低电位后,加于光电耦合器 $D_8$的 2 端。则光电耦合器导通,输出端 16 为低电位,加于反相器 $D_2$的 11 端,$D_2$其输出端 10 为高电位,加于反相驱动器 $D_5$的 5 端,输出端 12 为低电位。则管位切换至 1 管位。

当踩下透视"脚闸"或按下控制器透视按钮时,继电器 $K_7$工作,触点闭合,B 口输出 1001 代码,选通透视键。此时 $X_{61}$的 26 端为低电位,加于反相器 $D_3$的输入 5 端。其出端为高电位,通过 $X_{21}$的 23 端加至 $X_{22}$的 5 端(图 8-16)。此时模拟开关 $D_1$(3,4)闭合,则从控制器、诊断床透视管电压调节电位器(手动)或自动亮度调节电路(自动)送来的设定透视管电压 FkV 的模拟信号电压(正值),经电压跟随器 $N_2$,电阻 $R_{23}$,模拟开关 $D_1$(3,4),加至加法器 $N_1$的同相输入端 12。而从 kV－端采样的信号电压(负值),经电阻 $R_3$,电压跟随器 $N_1$,电阻 $R_6$同时加至加法器 $N_1$的同相输入端 12。二信号电压相加后(代数和),其差值经放大后输出的信号电压,经 $R_{21}$加至压控振荡器 $D_3$(4046)的输入 9 端,则输出端 4 便输出占空比为 1,频率为 6～7.5kHz 的振荡方波。再分别加至双稳态触发电路 $D_4$的 4 和 11 输入端进行整形,变为适于晶闸管触发,频率相同、相位差 180°的两组脉冲电压波形。经驱动器 $D_7$(1,16),$D_7$(2,15),$D_7$(3,14),$D_7$(4,13)放大后送往触发逆变电路中的光耦合器 $E_1$～$E_4$ 的输入端,触发逆变电路中的晶闸管产生中频高压。

与此同时,透视指令的高电位信号,还经 $X_{22}$的 5 端加于模拟开关 $D_1$的 6 端,则 7,8 触点闭合(图 8-23),接通灯丝加热闭环调节回路。

由控制器或诊视床透视灯丝调节电位器 *RC* 或 *R* 送来的透视设定灯丝模拟信号电压(正值),经电压跟随器 $N_2$,电阻 $R_{26}$,模拟开关 $D_1$(7,8),加至加法器 $N_2$ 的反相输入端 13,而从电流互感器 KT10A/P 次级输出的采样信号电压(图 8-21),经 $R_{37}$,$R_{27}$ 加至运算放大器 $N_2$ 的反相输入端 9。经反相后,输出端 8 为负值,并经 $R_{33}$ 同时送往加法器 $N_2$ 的反相输入端 13。二信号电压相加后(代数和),其差值经放大后输出的信号电压经 $R_{34}$ 加至脉宽调节器制器 $N_5$(3524)的 1 端。则 12,13 两端便输出两组相位差 180°,频率为 20kHz 的振荡方波。再分别经驱动器 $D_7$(5,10)、$D_7$(6,11)放大后送往触发电路中的光耦合器 $E_1$,$E_3$ 的输入端(图 8-22),触发逆变电路中的场效应管,产生中频方波交流电流,送往灯丝变压器加热灯丝。此时,X 线管在高压电场的作用下,便产生透视管电流。

因脉宽调制器 $N_5$ 输出脉冲电压的占空比与其 1 端的输入模拟电压值有关,所以,可通过改变输入模拟电压的方法,来控制触发脉冲电压的占空比,进而改变灯丝电流值,亦即改变管电流值。

透视曝光的同时,因接口芯片 $D_7$(8255A)的 $\overline{RD}$ 为低位,并加至微机芯片 8098 的输入端 $\overline{WR}$,则输出端 P2.0 为高电位,经 $X_{22}$ 的 26 端、$X_{61}$ 的 16 端、$R_{16}$ 加至锁存器 $D_8$(74LS373)门控 G 端并使其导通。输出端 $Q_7$ 为高电位,经反相驱动器 $D_7$(7,10)变成低压电位后,蜂鸣器 $FM_1$ 接通电源发出响声。

## 二、点片摄影

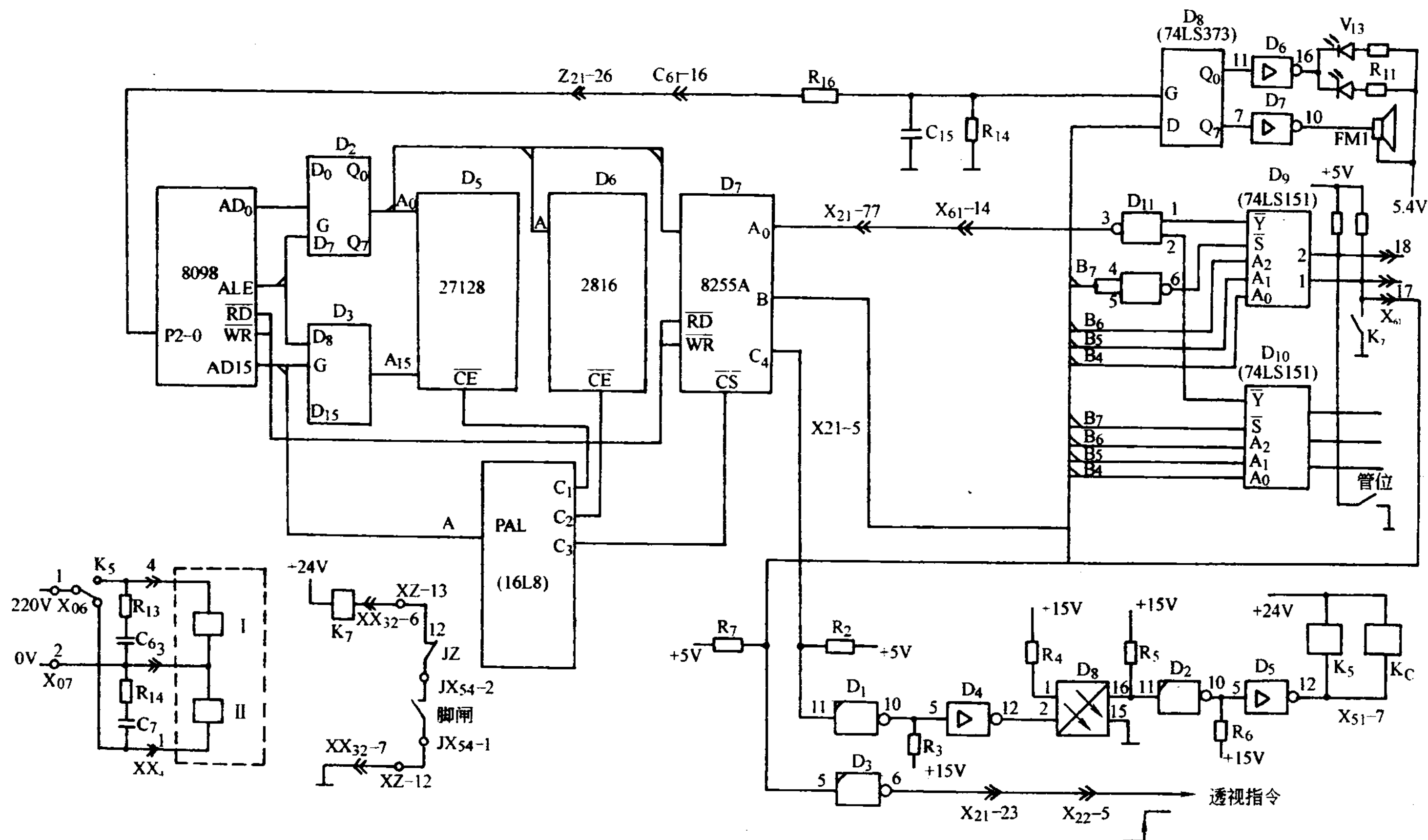
按下管位选择键后,芯片 $D_7$ 的 B 口输出 1010 代码,则管位切换继电器 $K_5$,KC 得电工作,切换至 I 台管位,I 台指示灯 $V_{13}$ 燃亮。电路如图 8-27 所示。

根据投照条件,调节点片摄影 kV 和 mAs 值(点片 kV 和 mAs 各 15 档),当从右往左拉动片匣时(相当于按下手闸第 1 档),首先开关 $K_{70}$ 闭合(图 8-29),电磁铁 $DT_{51}$ ~$DT_{53}$ 得电,将点片装置各向锁止。接着开关 $K_{71}$ 转换(图 8-27),继电器 JZ 得电工作,触点 JZ(5、9)闭合,X 线机从透视状态转为点片摄影状态。B 口输出 1110 代码,选通曝光准备键,此时 $X_{61}$ 的 25 端,22 端低电位,加于"与非"门 $D_9$ 的 5 端,而 4 端为高电位,则输出 6 端为高电位,此高电位加于 $X_{21}$ 的 24 端,经反相器 $D_{10}$(12,13)后,其输出端 12 为低电位,再经过 $X_{22}$ 的 6 端加于"或"门 $D_6$ 的 6 端。若逆变器不短路,5 端亦低电位。因此,输出 4 端为低电位,并加于"或"门 $D_6$ 的 9 端,表示电路正常允许触发(图 8-16)。

与此同时,"与非"门 $D_{11}$ 输出 3 端的低电位经 $X_{16}$ 的 14 端;$X_{21}$ 的 17 端加至接口芯片 $D_7$(8255A)端的输入口 $A_0$ 端,则 $C_5$ 口输出低电位,经 $X_{21}$ 的 6 端加至反相器 $D_1$ 的 13 端。其输出端 12 为高电位,经反相驱动器 $D_4$(6,11)变成低电位,加于光耦合器 $D_8$ 的 4 端。则光耦合器导通,14 端输出低电位,加于反相器 $D_2$ 的 13 端。其输出端 12 为高电位,加于反相驱动器 $D_5$ 的 6 端。输出端 11 为低电位,则曝光准备继电器 $K_6$ 得电工作。$K_6$ 触点闭合,继电器 KX 得电工作,其触点将 380V 三相整流回路中的 $R_X$(图 8-3)和晶闸管逆变电路中的电容器 $C_3$ 短路(图 8-12)。

此时,由于选通 $C_6$ 输出口,启动继电器 KR 得电工作,阳极启动旋转。

同时,模拟开关 $D_1$ 的 12 端为高电位(图 8-23),$D_1$ 的 10,11 端闭合。则由 D/A 转换后送来的灯丝脉宽控制信号通过 $X_{22}$ 的 2 端加至调整电路,加大脉宽调制器 $N_5$(3524)输出脉冲的占空比,亦即加大灯丝逆变器的触发脉冲宽度,进而提高逆变电路输出电流值,使灯丝增温。


D8
(74LS373)
D6
V13
R11
D7
FM1
Z21-26
C61-16
R16
C15
R14
G
D
Q0
Q7
5.4V
+5V
D2
D0 Q0
G
D7 Q7
D3
D8
G
D15
D5
D6
D7
AD0
8098
ALE
RD
WR
P2-0
AD15
A0
A15
27128
CE
A
2816
CE
A0
8255A
B
RD
WR
C4
CS
X21-77
X61-14
D11
D9
(74LS151)
Y
S
A2
A1
A0
B7
B6
B5
B4
D10
(74LS151)
18
17
X61
K7
管位
X21-5
PAL
(16L8)
C1
C2
C3
A
K5
220V X06
0V
X07
R13
C63
R14
C7
XX4
I
II
+24V
XZ-13
K7
XX32-6
12
JZ
JX54-2
脚闸
JX54-1
XX32-7
XZ-12
R7
+5V
R2
+5V
D1
D4
R3
+15V
R4
+15V
D8
R5
+15V
D2
R6
+15V
D5
+24V
K5
KC
X51-7
D3
X21-23
X22-5
透视指令
图 8-26 透视控制电路

当片往前移动到达片匣分格定位尺寸时，送入曝光指令（相当于按下手闸第Ⅱ档），B口输出1111代码，选通曝光键，此时$X_{61}$的23端（JX54-9）为低电位。

“与非”门$D_{11}$输出端3的低电位，经$X_{61}$的14端、$X_{21}$的17端加至接口芯片$D_7$（8225A）的$A_0$输入端，则其输出端$\overline{RD}$加于微机芯片$D_1$（8098）的输入端$\overline{RD}$。其输出端HS0.0为高电位，经反相器$D_{10}$后输出端10为低电位，再经$X_{22}$的8端加至“或”门$D_6$的2端。如管电压小于133kV，反相器$D_5$的输入端5为高电位，则其输出端6为低电位，于是“或”门$D_6$的输出端3亦为低电位，并加至“或”门$D_6$的8端（图8-16），此时$D_6$的9端为低电位，故输出10端为低电位。它一路加至压控振荡器$D_3$的5端，另一路经反相器$D_5$（8，9）变成高电位后分别加至双单稳触发器$D_4$的3和13复位端$\overline{R}$，此时便有触发脉冲输出至触发电路，触发逆变电路中的晶闸管产生高压，曝光开始，达到预定mAs后，微机芯片8098中断口INT发出中断指令（高电位）曝光结束。

第一张片拍完后，由于此时曝光准备继续有效，因此阳极仍在转动，灯丝继续增温，当继续移动片夹到达第二张片位后，便可进行第二次曝光。点片摄影可连续4次曝光（田字四分格），但每次曝光间隔时间不得超过5s，点片摄影完毕后，片夹推回原处，机组恢复至透视状态。

## 三、普通摄影

此时不需要按下管位选择键，则管位切换继电器$K_5$，KC不工作。机组工作在Ⅱ管位，Ⅱ台指示灯$V_{15}$燃亮。电路如图8-27所示。

按下摄影床按键，B口输出0001代码，指示灯$V_{10}$燃亮。根据投照条件调节kV和mAs值（kV共44档，mAs共48档）。

当按下手闸Ⅰ档时，B口选通曝光准备键，继电器KR得电工作，阳极启动旋转，同时继电器$K_6$，KX工作，RX，$C_3$被短路。

因为此时模拟开关$D_1$的2端为高电位（图8-23），$D_1$的10和11端闭合，则由D/A转换后送来的灯丝脉宽控制信号通过$X_{22}$的2端加至调整电路，加大脉宽调节器$N_5$的占空比，即加大逆变器的触发脉冲宽度，进而提高逆变电路输出电流值，使灯丝增温，X线机处于允许触发状态（准备状态）。经1.8s后，微机芯片8098的P2.0端输出脉冲信号，加至锁存器$D_8$激发蜂鸣器$FM_1$发出断续响声。

再按下手闸第Ⅱ档，B口输出1111代码，选通曝光键。“与非”门$D_{11}$输出3端的低电位经$X_{61}$的14端、$X_{21}$的17端加至接口芯片$D_7$（8225A）的输入口$A_0$端，则输出端$\overline{RD}$加于微机芯片$D_1$（8098）的输入端$\overline{WR}$，其输出端HS0.0为高电位，经反相器$D_{10}$后输出端10为低电位。经$X_{22}$的8端加到“或”门$D_6$的2端，如管电压小于133kV，反相器$D_5$的输入5端为高电位，则其输出端6为低电位。于是“或”门$D_6$的输出端3亦为低电位，并加至“或”门$D_6$的8端（图8-16），因为此时$D_6$的9端为低电位，故输出10端为低电位，它一路加至压控振荡器$D_3$的5端，另一路经反相器$D_5$（8，9）变成高电位后分别加至双单稳触发器$D_4$的3和13输入端$\overline{R}$，即有触发脉冲输出至触发电路，触发逆变电路中的晶闸管产生高压，曝光开始。达到预事实上mAs值后，微机芯片8098中断口INT发出中断指令（高电位），曝光结束。

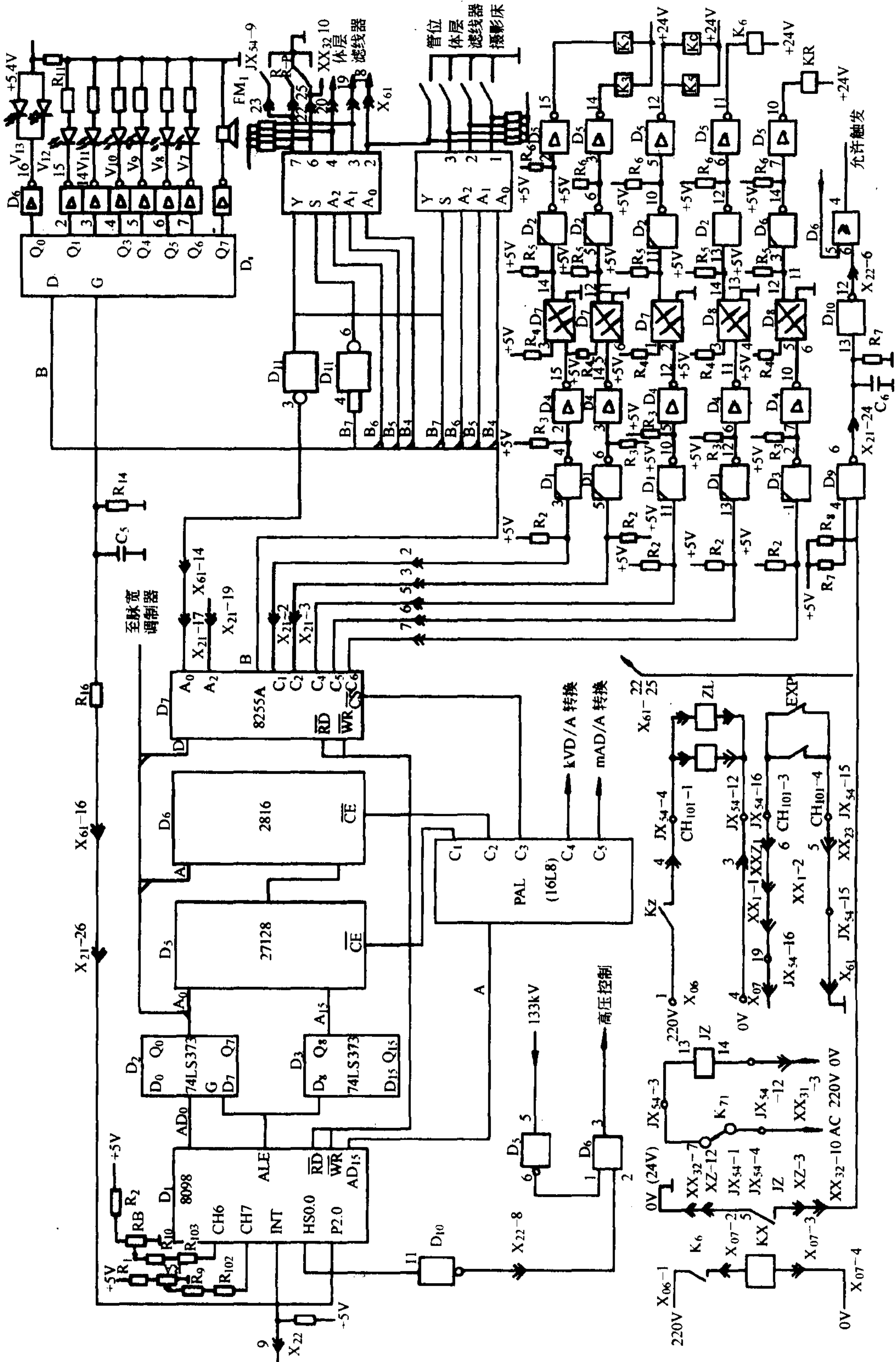

8098
74LS373
74LS373
27128
2816
8255A
PAL
(16L8)
kVD/A 转换
mAD/A 转换
133kV
高压控制
至脉宽调制器
允许触发
管位
体层
滤线器
摄影床
+5.4V
+24V
220V
0V

图8-27　摄影控制电路

### 四、滤线器摄影

如图 8-27 所示，此时不按管位选择键，则管位切换继电器 $K_5$，KC 不工作。机组工作在Ⅱ管位，Ⅱ台指示灯亮。按下摄影床按键和滤线器摄影按键，B 口输出 0001 和 0010 代码，选通摄影床和滤线器摄影，指示灯 $V_{10}$ 和 $V_9$ 燃亮。根据投照条件调节 kV 和 mAs 值。

当按下手闸第一档时，B 口选通曝光准备键，继电器 KR 得电工作，阳极启动旋转。继电器 $K_6$，KX 工作，RX，$C_3$ 被短路，同时灯丝增温。此时"与非"门 $D_{11}$ 的 3 端低电位，经 $X_{61}$ 的 14 端、$X_{21}$ 的 17 端，加至接口芯片 $D_7$(8255A)的输入口 $A_0$ 端。则 $C_1$ 口输出低电位，经 $X_{21}$ 的 2 端加至反相器 $D_1$ 的 3 端，其输出 4 端为高电位，经反相驱动器 $D_4$(2，15)变成低电位，加于光耦合器 $D_7$ 的 4 端，则光耦合器导通。14 输出端为低电位，加于反相器 $D_2$ 的 3 端，输出 4 端为高电位，加于反相驱动器 $D_5$ 的 2 端，其输出 15 端为低电位，则继电器 $K_2$ 得电工作，触点闭合，滤线器线圈吸合，触点 EXP 打开，X 线机处于允许触发状态(准备状态)。1.8s 后，微机芯片 8098 的 P2.0 端输出脉冲信号加至锁存器 $D_8$，激发蜂鸣器 $FM_1$ 发出断续响声。

再按下手闸第二档，B 口输出 1111 代码，选通曝光键。"与非"门 $D_{11}$ 的 3 端输出低电位，加至 $D_7$(8255A)的输入端 $A_0$ 端，则 $C_1$ 口输出高电位，经 $X_{21}$ 的 2 端加至"非"门 $D_1$ 的 3 端，其输出 4 端为高电位，经反相驱动器 $D_4$(2，15)变成低电位后加于光耦合器 $D_7$ 的 4 端，则光耦合器截止，14 端输出高电位，并加于反相器 $D_2$ 的 3 端。输出 4 端为低电位，加于反相驱动器 $D_5$ 的 2 端，其输出 15 端为高电位，继电器 $K_2$ 失电释放。其触点断开，滤线器线圈失电，滤线栅在弹簧力的作用下开始振动。

触点 EXP 闭合后，则 $X_{61}$ 的 19 端为低电位，发出滤线器曝光指令(0010 代码)。"与非"门 $D_{11}$ 输出 3 端为低电位。经 $X_{61}$ 的 14 端、X21 的 17 端加至接口芯片 $D_7$(8255A)的输入口 $A_0$ 端，其输出端 $\overline{RD}$ 加于微机芯片 $D_1$(8098)的输入端 $\overline{WD}$，输出端 HS0.0 为高电位，经反相器 $D_{10}$ 后输出 10 端为低电位，经 $X_{22}$ 的 8 端加至"或"门 $D_6$ 的 2 端。如管电压小于 133kV，反相器 $D_5$ 的输入 5 端为高电位，则其输出端 6 为低电位。于是"或"门 $D_6$ 的输出端 3 亦为低电位，并加至"或"门 $D_6$ 的 8 端(图 8-16)，$D_6$ 的 9 端为低电位，故输出 10 端为低电位，它一路加至压控振荡器 $D_3$ 的 5 端，另一路经反相器 $D_5$ 变成高电位后，分别加至双单稳触发器 $D_4$ 的 3 和 13 输入端 $\overline{R}$。这样应有触发脉冲输出至触发电路，触发逆变电路中的晶闸管产生高压，曝光开始。达到预定 mAs 值后，微机芯片 8098 中断口 INT 发出中断指令(高电位)，曝光结束。

## 第七节　显示电路

如图 8-28 所示，$D_3$(74LS139)为显示位译码器。由接口芯片 8255A 的 B 口送来的 $B_0$，$B_1$，$B_2$ 数据代码经 $D_3$ 译码选通 6 个数码管中的一个。$D_2$(PAL)为显示数据译码电路，$B_4$～$B_7$ 输出显示数据，经 $D_2$ 译码后送至 6 个数码管的段位上。选通位和显示码相对应，每 660μs 变化一次。

### 一、显示原理示例

以下以 80 kV，20mAs 为例来说明显示原理。此时 $B_0$，$B_1$，$B_2$ 的代码为"010"，选通位译码器 $D_3$ 的 $\overline{Y_2}$ 输出低电位。经反相器 $D_5$(12，13)和反相驱动器 $D_7$(6，11)后亦为低电位，选中

mAs 显示的个位。此时 $B_4 \sim B_7$ 输出“0”的显示代码，则 mAs 个位显示“0”。

再经 660μs 后，$B_0$，$B_1$，$B_2$ 的代码为“011”，选通位译码器 $D_3$ 的 $\overline{Y_3}$ 口输出低电位，经反相器 $D_5$(10,11)和反相驱动器 $D_7$(5,12)后亦为低电位，选中 mAs 显示的十位。此时 $B_4 \sim B_7$ 输出“2”的显示代码，则 mAs 十位显示“2”。

再经 660μs 后，$B_0$，$B_1$，$B_2$ 的代码为“100”，则位译码器 $D_3$ 的 $\overline{Y_4}$ 口输出低电位，经反相器 $D_5$(8,9)和反相驱动器 $D_7$(4,13)后亦为低电位，选中 mAs 显示的百位。但此时 $B_4 \sim B_7$ 无显示代码输出，则 mAs 百位不显示。

按上述方式，从右往左到 kV 百位显示完毕后，又回到 mAs 个位显示。如此类推，不断循环完成动态显示功能。

P2.0 为选通信号，由微机芯片 8098 送来，当低电位时，$D_2$ 被选通。$D_4$(74LS151)为 8 选 1 选通器，$B_4$，$B_5$，$B_6$ 数据代码可选通 8 路服务程序开关中的 1 路，微机通过接口芯片 8255A 的 $A_1$ 口采样服务程序的开关状态。

## 二、硬件检测服务程序

当需要对微机硬件进行检测时，可使用服务程序。其方法如下：

### (一)检测微机 A/D 转换值

将显示板上开关 S1.1 拨至“ON”(图 8-28，图 8-24)。

(1)操作 kV 键显示“1”(CH4)，则 mAs 显示 kV 采样模拟电压值。

(2)操作 kV 键显示“2”(CH5)，则 mAs 显示 mA 采样模拟电压值。

(3)操作 kV 键显示“3”(CH6)，则 mAs 显示点片摄影 kV 设定模拟电压值。

(4)操作 kV 键显示“4”(CH7)，则 mAs 显示点片摄影 mAs 设定模拟电压值。

如各通道道正常，将开关 S1.1 拨至“OFF”。

### (二)检测显示器件

将显示板上开关 S1.2 拨至“ON”，则 6 只数码管将轮流显示“8”字，每位显示时间约 1s。正常后，将开关 S1.2 拨至“OFF”。

### (三)检测输入操作指令(接口芯片 8255A 的输入 $A_0$ 口)

将显示板上开关 S1.3 拨至“ON”。操作 kV 键，它显示的数值表示所要检测的输入指令路数(1～16)，而此时 mAs 所显示的则为该路状态(0 或 1)，从 1 至 16 不断循环，每路显示时间为 1s。当所检测的通道选通时，mAs 显示“0”。

例如，按下透视按钮，则 kV 显示“10”，mAs 显示“0”；按下手闸一档，kV 显示“15”，mAs 显示“0”；按下手闸二档，kV 显示“16”，mAs 显示“0”；未选通的其余各路 mAs 均显示“1”。

各通道输入操作键的意义如下：①立式摄影架；②摄影床；③滤线器摄影；④体层摄影；⑤kV＋；⑥kV－；⑦mAs＋；⑧mAs－；⑨透视；⑩管位选择；⑪滤线器曝光指令；⑫体层曝光指令；⑬遮线器；⑭曝光准备；⑮曝光。

正常后，将开关 S1.3 拨至“OFF”。

### (四)检测输出口(接口芯片 8255A 的输出 C 口)

将显示板上开关 S1.4 拨至“ON”。kV 显示输出口位数，操作“kV±”可改变显示位数；mAs 显示该位的状态，操作“mAs±”可改变输出状态。

(1)选取输出口“1”位($C_1$)，输出状态置“0”，则接口板中的滤线器摄影继电器 $K_2$ 吸合。

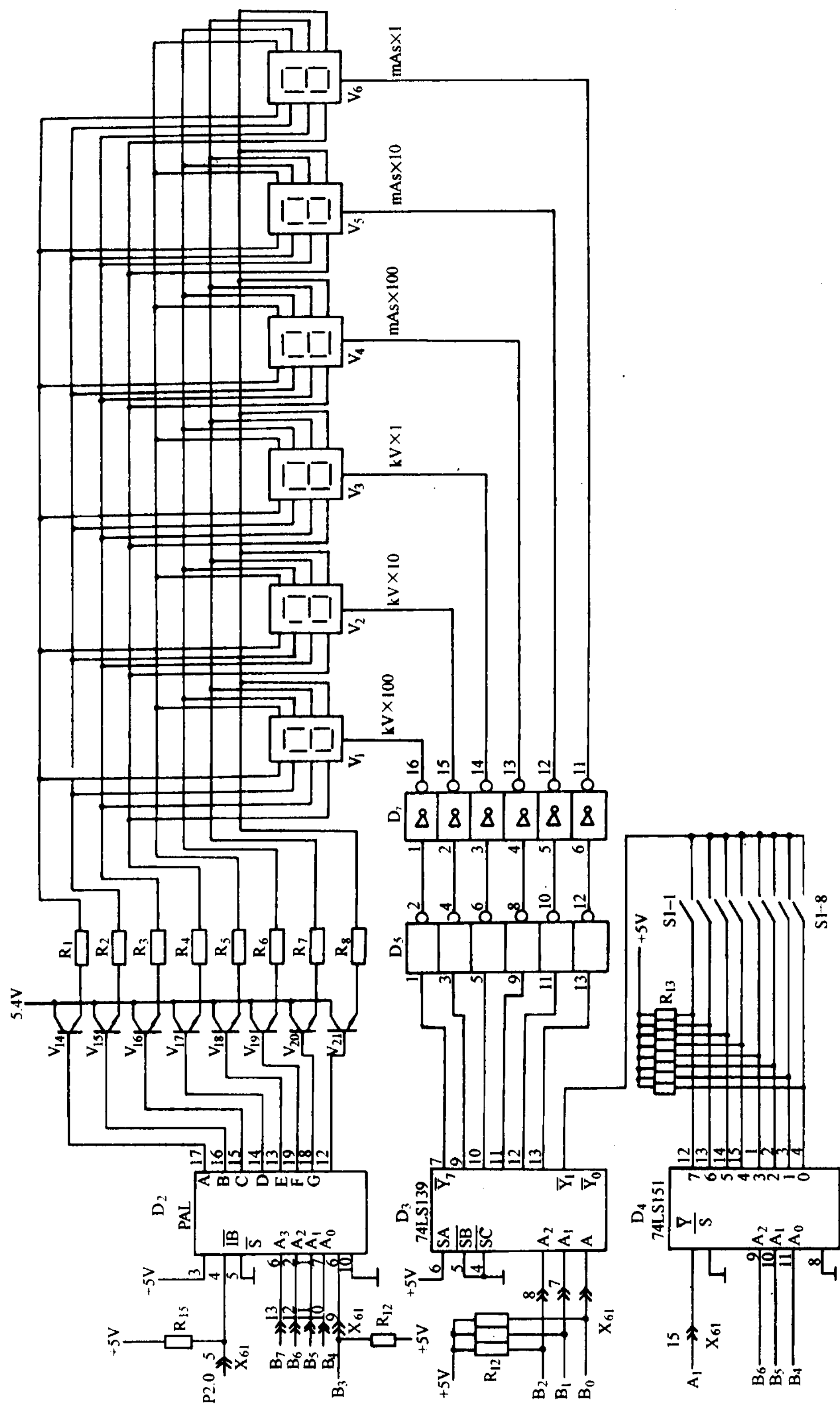

mAs×1
mAs×10
mAs×100
kV×1
kV×10
kV×100
V1
V2
V3
V4
V5
V6
D7
D5
R1
R2
R3
R4
R5
R6
R7
R8
5.4V
D2
PAL
D3
74LS139
D4
74LS151
R12
R13
R15
+5V
-5V
S1-1
S1-8
X61
P2.0

图 8-28 显示电路

输出状态置“1”，继电器 $K_2$ 释放。

(2)选取输出口“2”位($C_2$)，输出状态置“0”，则接口板中的体层摄影继电器 $K_3$ 吸合。输出状态置“1”，继电器 $K_3$ 释放。

(3)选取输出口“4”位($C_4$)，输出状态置“0”，则接口板中的管位切换继电器 $K_5$，KC 和高压交换闸吸合。输出状态置“1”，$K_5$，KC 及高压交换闸释放。

(4)选输出口“5”位($C_5$)，输出状态置“0”，则启动板中的启动继电器 KR 吸合。输出状态置“1”，继电器 KR 释放。

(5)选输出口“6”位($C_6$)，输出状态置“0”，则启动板中的启动继电器 KR 吸合。输出状态置“1”，继电器 KR 释放。

如各通道正常，将开关 S1.4 拨至“OFF”。

(6)检测输入口(接口芯片 8255A 的输入 $A_2$ 口)：将显示板上开关 S1.5 拨至“ON”，操作 kV 键显示“2”，mAs 显示“0”，3～7 通道为“1”，$A_0$，$A_1$ 通道不显示，正常后，将 S1.5 拨至“OFF”。当使用过程中发现 mA 数值偏差较大，则可利用服务程序重新调整：①将显示板上开关 S1.7 拨至“ON”，同时将微机板上数据读写存储器 RAM 开关 $S_2$ 拨至“ON”(图 8-24)，此时 kV 显示“7”。约过 40s 后，kV 显示“100”，mAs 显示“084”，表示灯丝数据已由只读存储器 ROM 调入数据读写存储器 RAM，然后将 RAM 的开关 S1.7 拨至“OFF”；②将显示板上开关 S1.8 拨至“ON”，微机板上 RAM 开关 $S_2$ 拨至“ON”，此时显示“40kV”，“30mA”。然后进行曝光，每曝光一次，mA 值增加或减小 5mA，当 mAs 显示“888”时，表示 mA 值已调准在 30mA。操作 mAs+使其显示 40mA，再进行曝光，当 mAs 显示“888”时，表示 mA 值已调准在 30mA。

重复以上过程，依次调整 50mA，60mA，80mA，150mA，200mA，250mA 各档。

## 第八节 直流稳压电源

如图 8-29 所示，三端集成稳压器 $N_1$ 输出的+24V 直流电压作为各 24V 直流继电器的电源；而 $N_2$ 输出的+24V 直流电压则是供晶闸管触发电路。为了消除外界电源对控制电路尤其是微机电路的影响，在变压器 $T_2$ 和 $T_3$ 之间有噪声滤波器。

集成稳压器 $N_3$(723)的 6 端输出约 7V 基准电压，经 $R_3$ 送至 5 端，当 $R_4$ 和 $R_5$ 分压值使 4 端电压近似 5 端电压时，输出的+15V 电压趋于稳定，供微机板和接口板。

三端稳压器 $N_4$，$N_5$ 输出±15V 供调整板电路。$P_9$ 端的+15V 经 $V_{16}$，$R_{15}$ 加至 5V 稳压管 $V_{21}$，并为集成稳压器 $N_6$，$N_7$ 提供 5V 基准电压，它们输出的+5V 供微机板和显示板。

机组开机后，在+5V 直流电压稳定前电源板给出约 20ms 复位信号，使微机芯片 8098 和接口芯片 8255A 复位。20ms 后直流电压已稳定，复位信号结束。

复位后程序进入初始化，初始化使微机内部寄存器清零，此时接口芯片 8255A 的 B 口输出全为“0”而 C 口输出全为“1”。初始化完成后，显示数据区传送 81kV，20mAs 显示代码。

电压比较器 $N_8$ 构成复位电路。开机初始阶段，由于 $R_{10}$，$C_{19}$ 的延时作用，使 $N_8$ 的同相输入端 2 电压上升速度小于反相输入端 3，则输出端 7 为低电位，$V_{17}$ 导通。此低电位经反相器 $D_{10}$(1，2)后变成高电位，加至接口芯片的复位端 RESET(1 有效)、再经反相器 $D_{10}$(3，4)后变成低电位，加于微机芯片 8098 的复位端 $\overline{RESET}$(0 有效)。

当 $C_{19}$ 电压上升至大于 $R_{11}$，$R_{12}$ 分压值(4.18V)时，$N_8$ 输出高电位，$V_{17}$ 截止停止复位。

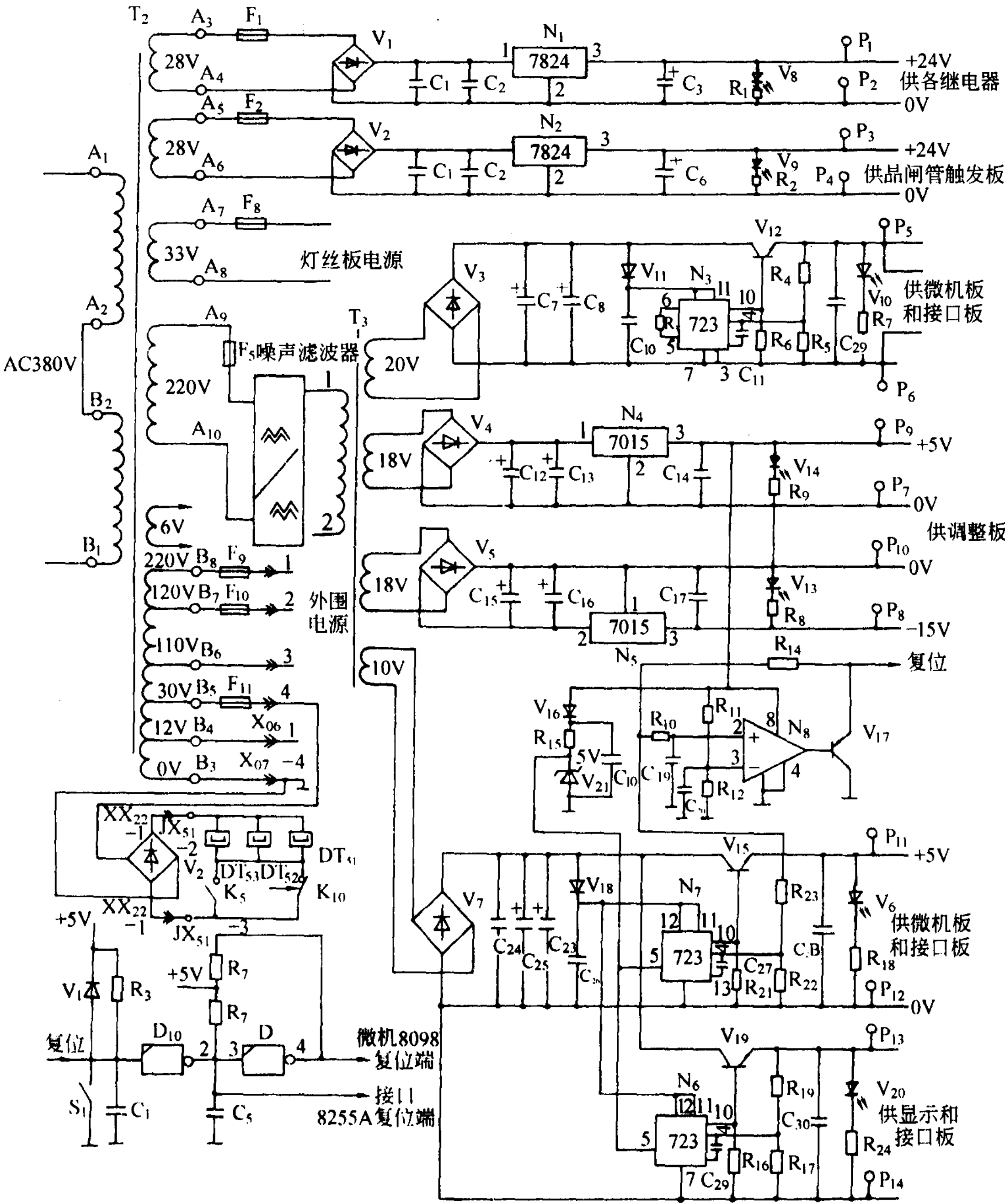



图 8-29 直流稳压电源

（苏州卫生职业技术学院 王德华）

# 第9章　医用X线增强电视系统

X线发现以后在医学上的应用迅速发展，其中透视是对患者进行诊断检查的重要手段，但由于技术条件的限制，只能是在暗室中通过荧光屏进行透视观察。研究人员也试图采用种种手段想改变这种工作环境，直到20世纪50年代后，由于影像增强器(image intensifier，Ⅱ)的研制成功，并结合电视技术，才从根本上解决了上述难题，实现了明室操作的诊断检查。并在临床诊断上得到广泛应用。

## 第一节　概　　述

影像增强器能将X线影像亮度提高，但由于其输出屏影像很小不便于直接观察，必须与X线电视配套，通过监视器观察影像。虽然设备相对复杂，但与传统的X线机通过荧光屏观察影像相比，具有明显的优点。随着电视技术的不断进步，X线电视设备也正向轻量化、高性能和低造价的方向发展。

### 一、X线增强电视系统的特点

#### (一)X线增强电视系统的优点

1. 明室操作　X线电视透视时，影像亮度高，医生不需进行暗适应可直接在亮室中进行操作和诊断。影像明亮便于观察，改善了工作条件，提高了诊断的正确率和工作效率。

2. 剂量降低　影像增强器将X线荧光亮度增强几千倍，在满足摄像机需求的前提下，可使X线输出量降低，减少了受检者的吸收剂量。由于X线管负荷减轻，便于使用微焦点来提高影像质量。

3. 方便观察　监视器可选择最佳方位放置并以舒适的姿态观察影像；并能远离放射源，实现遥控操作。

4. 便于教学和科研　影像便于传送，可使用大屏幕监视器或多个监视器，供多人同时观察，便于教学、会诊、科研，避免了X线的辐射；并能通过录像机记录、保存活动影像。

5. 便于实现影像数字化　电视信号可进行数字处理实现影像数字化，如数字透视、数字摄影和数字减影等；便于实现网上会诊。

#### (二)X线增强电视系统的缺点

其缺点是影像层次、密度不如荧光屏丰富，某些细小病灶不易显示而可能造成漏诊，这主要是电视部分的性能所限。

当然对绝大多数检查，如胃肠钡餐透视、骨折复位、手术下取异物、心导管手术等，仍是理想的手段，所以使用十分广泛。

## 二、X 线增强电视系统的构成

**(一)系统组成**

X 线增强电视系统(X-TV)由影像增强器、摄像机、视频处理及协调工作的控制器、监视器等组成。

1. **影像增强器**　影像增强器是 X 线电视系统的主要部件,其作用是将不可见的 X 线像转换成可见光像,再将影像亮度提高几千倍,以便摄像机进行电视摄像。

2. **摄像机**　摄像机由摄像管、偏转系统、扫描电路、补偿电路、前置放大器等组成。其作用是将增强器输出的可见光信号转换为电视信号。

3. **控制器**　控制器由同步机、视频放大处理器、黑斑补偿电路等组成。其作用是对视频信号加以处理,生成全电视信号,完成摄像机和监视器的同步工作。

4. **监视器**　监视器由显像管、扫描电路、同步分离电路、视频电路、电源电路等组成。其作用是将电视信号还原为影像。因影像增强管的输入屏决定了监视器重现影像的范围,即在监视器上的影像范围只占屏幕中心的一个圆面,为了便于观察一般利用消隐脉冲信号将圆以外的光栅消隐掉。

**(二)构成框图**

X 线增强电视系统的构成及各器件之间的相互关系,如图 9-1 所示。

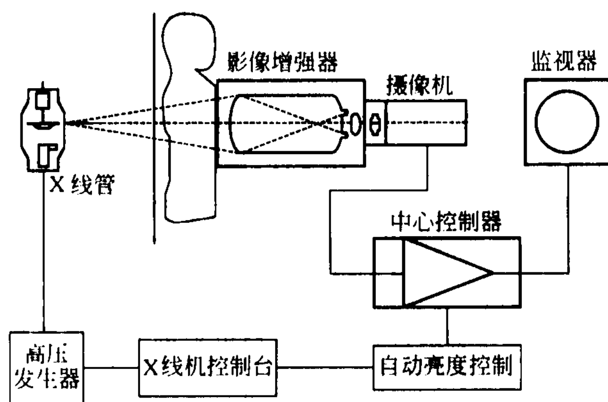



**图 9-1　X 线增强电视系统构成框图**

## 三、X 线增强电视系统的基本原理

透视时,X 线穿过患者照射到影像增强器的输入屏上,并形成一个亮度较弱的荧光影像,然后该影像经影像增强器增强后,在其输出屏上形成缩小的、亮度增强数千倍的荧光影像。输出屏上的荧光影像,经光学镜头(物镜)变成平行光,再通过镜头(像镜)聚焦后投射到摄像管靶面上,被摄像机摄取,把光信号变成了视频信号,经预放器放大,在控制器的作用下进行信号处理和放大控制,得到全电视信号,输送到监视器,通过显像管显示人体某部位的组织结构图像。并可在明室环境下观察和诊断。

## 第二节　影像增强器

X线影像增强器的基本结构是由影像增强管、管套和电源三部分组成，其结构如图9-2所示。

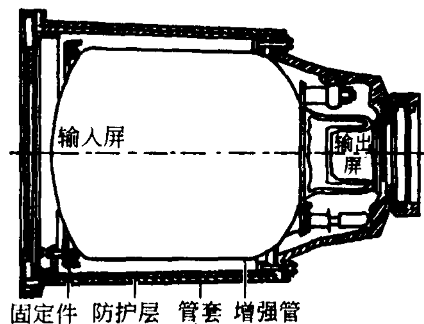



图9-2　影像增强器结构示意图

### 一、影像增强管

**(一)基本结构**

影像增强管是影像增强器的核心部件，其结构是在高真空玻璃壳内封装着输入屏、聚焦电极、阳极、输出屏等，如图9-3所示。

1. **输入屏**　封于玻璃壳内，其作用是将X线像转换成电子像。输入屏的直径有大有小，尺寸不一，略呈球面形，由铝基板、荧光体层、隔离层和光电面四层组成，如图9-4所示。

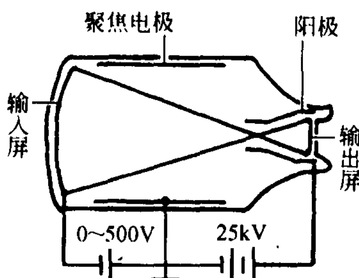



图9-3　增强管结构示意图

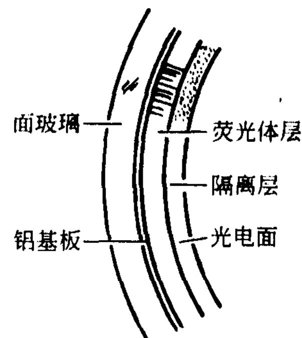



图9-4　增强管输入屏结构

(1)铝基板：由很薄的铝板制成，用来支持输入屏。

(2)荧光体层：其作用是将X线像转换为可见光像。对它的要求是：①对X线的吸收率要高，以获得较高的转换效率；②荧光效率高，即在吸收相同X线量的情况下，能转换成更多的

可见光；③发光频谱与光电阴极的频谱响应特性相匹配；④使用柱状结晶体，其特点是侧向散射少，能提高输出影像分辨率。

近年来生产的影像增强器，输入屏的荧光体层都采用原子序数较高的碘化铯(CsI)作为荧光材料。碘化铯的结晶形状更近于理想的柱体，具有X线吸收率高、荧光效率高、影像空间分辨率高，以及与光电阴极相匹配的优点。

(3)隔离层：用于分开荧光体层和光电层，以免相互发生作用。它是光电阴极的电位连接点，便于给光电阴极加确定电位。隔离膜的透光度要高，厚度要薄，以减少荧光散射，保证影像质量，其制作材料是 $Al_2O_3$ 或 $SiO_2$ 等。

(4)光电层：当荧光层接受X线照射而发出可见光时，光电层受可见光的激发，发出光电子。光电子的数量与可见光强度成正比，使X线像转换为电子像(肉眼不可见)。

2. **静电透镜** 静电透镜又称电子透镜，能对电子束起聚焦作用，将输入屏面积较大的光电层发出的光电子加速、聚焦后打击到面积较小的输出屏上，以使影像亮度得以提高。它由光电阴极、聚焦电极、辅助阳极和阳极的电位形成的电场所决定。当电子由弱电场进入强电场时，电子通过界面后，除速度增大外电子方向也发生改变，并向法线方向靠拢。这与光学的折射现象十分相似，所以把这种电场称为电子透镜或静电透镜。

3. **输出屏** 用于把增强了的电子像转换成可见光影像。其主要结构是输出光电层和玻璃层。玻璃层是增强管外壳的一部分，是输出屏的支持体。荧光层内面敷有一层铝箔构成输出光电面，如图 9-5 所示。

(1)荧光层：受阳极电位加速并经电子透镜聚焦的光电子撞击到输出屏荧光层时，电子的动能激发荧光物质(硫化锌镉)产生可见光，得到人们所需要的影像。对荧光层的要求是荧光颗粒要小、更不能太厚，目的是保持增强后有较高的影像分辨率和以免影响内层荧光体所发荧光的射出。

(2)铝膜：位于荧光层后，其厚度在 0.5μm 以下，不会影响高速电子的通过。铝膜的作用是防止输出屏的荧光反射到输入屏的光电阴极和防止二次电子反跳；铝膜与阳极相连，防止电子存储；发生反射使输出屏的荧光射向输出窗。

增强管的输出屏是平板形，由于光子路径长度不同，边缘部分不如中心部分清晰。最新的增强管其输出屏也是球面形，再用光纤把球面拉成平面，使边缘和中心部分具有同样的清晰度。这种增强管的基本结构，如图 9-6 所示。

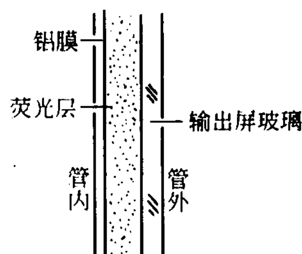



**图 9-5 增强管输出屏结构**

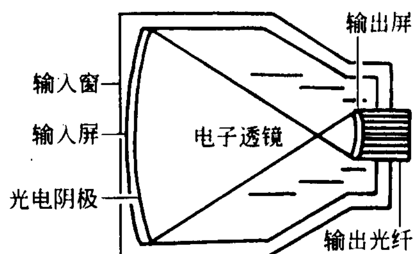



**图 9-6 增强器光纤输出屏示意图**

4. 外壳 用高强度玻璃制成。其作用是把输入屏、输出屏和管内各电极支持固定在适当位置上，并保持管内真空度。除输入面、输出面外全部涂以石墨遮光，防止光线进入管内。

另外，输入屏部分的玻璃厚度多为3～4mm，会引起X线的散射，使影像质量下降。高质量影像增强器用金属铝或钛薄板作为输入窗材料，以减少散射，提高影像质量。输出屏部分的玻璃也特别严格，密度均匀，不能太厚，以免产生散射，更不能使影像发生畸变。

影像增强管是高真空玻璃器件，管内真空度在 $1.33\times10^{-4}$Pa 以下。增强管做成后在使用过程中，管内各种材料会释放少量气体，造成管内真空度下降。为了维持其真空度，大都在管内安装吸气电极，称为离子泵。主要是利用某些金属在灼热状态下有吸气作用，而且这种状态是不可逆的。即金属升温时吸气，降温时不再将气体放出。如钛、锆和钽等。由于技术的不断发展，对材料进行特殊处理，现在生产的影像增强管不再安装吸气电极。

**(二)工作原理**

1. 影像转换及增强过程

(1)输入屏把接受的X线像转换成可见光像，并由输入屏的光电阴极转换成电子像。

(2)光电子在阴极电位、聚焦电极电位及阳极电位共同形成的电子透镜作用下聚焦、加速，冲击在输出屏上形成缩小、倒立并增强了(电子密度增大)的电子像。

(3)电子像再由输出屏转换成可见光像。阳极电位越高，光电子的运动速度越快，撞击输出屏时的动能越大，激发的光子越多，输出屏亮度越高。

2. 亮度增益 影像增强管的主要用途是提高影像亮度，便于摄像机摄像。输出屏影像亮度与输入屏影像亮度之比定义为影像增强管的亮度增益，亮度增益与以下两个因素有关。

(1)缩小增益：增强管的输入屏面积大，输出屏面积小，输入屏上光电阴极发出的电子经电子透镜后集中投射到面积较小的输出屏上。使输出屏单位面积接受的电子数量增加很多，导致输出屏亮度提高，称为缩小增益。其关系是：

$$\text{缩小增益}=\frac{\text{输入屏有效面积}}{\text{输出屏有效面积}}=\frac{(\text{输入屏有效直径})^2}{(\text{输出屏有效直径})^2}$$

如某一影像增强管输入屏有效直径为23cm，输出屏有效直径为2.54cm，缩小增益为：

$$\text{增益}=\frac{23^2}{2.54^2}\approx\frac{529}{6.5}\approx81$$

即单纯由于面积的缩小，其输出屏的亮度是输入屏荧光层发出荧光亮度的81倍。

(2)流量增益：是指在增强管内，由于阳极电位的加速，光电子获得较高能量，撞击到输出屏荧光层时，能激发出多个光子，光电子能量越大，激发出的光子越多，荧光亮度越强。这种增益称为流量增益(又称能量增益)。增强管的流量增益一般在50～100倍。

增强管的亮度增益等于缩小增益与流量增益的乘积。总增益一般在 $10^3$～$10^4$之间。增益过大，量子噪声明显，影响影像质量。这是因为输入屏光电层单位面积在单位时间内发出的电子数目不规律的结果。透视时，影像闪烁、不稳定；摄影时，照片上表现为亮斑。所以，增强管的亮度增益一般在 $5\times10^3$～$8\times10^3$ 为宜。

**(三)变野功能**

X线透视诊断时，对发现问题的部位有时需要局部放大后进行仔细观察，可变视野增强管可满足这一要求。与固定视野增强管相比，可变视野增强管增加了一对辅助阳极，改变辅助阳

极和聚焦极的电位，即可改变电子透镜的放大倍率。提高阳极电压，放大倍率增大，输入屏上的影像远离中央部分投射到了输出屏范围以外，仅使输入屏中心一定范围的影像成像在输出屏上，称为可变视野增强管。该种增强管一般有两种视野，也有三视野增强管和连续可变视野增强管。其变野效果如图 9-7 所示。

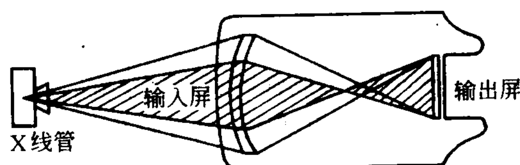



图 9-7 可变视野增强管示意图

需要指出，小视野充分利用了输出屏的分辨率，使用较小视野时，由于缩小增益减小，要维持原来的输出亮度，必须适当增加 X 线的输出量。

**(四)主要技术参数**

1. **视野** 视野是指在一定的电极电压下，用与影像增强管轴线平行的 X 线照射时，在输出屏上显示的最大输入影像的尺寸。一般有 6in，7in，9in，12in 等固定视野增强管和 11in/7in，9in/5in，4in/6in/14in 等各种可变视野增强管。

2. **影像空间分辨率** 在适当的条件下，使用分辨率测试卡，观察输出影像在 1mm 宽度内能看清的黑白线对数。测定的线对数称为影像分辨率。一般可达 3LP/mm 左右，中心部分可达 5LP/mm。增强管中心部分较边缘部分的分辨率高。另外，观察条件不同或不同人观察，分辨率的数值有一定差异。

3. **影像对比度** 在增强管输入屏中心放置相当于输入屏有效面积 10%的 2mm 厚的圆形铅板，从输出屏上观察没有铅影部分的最大亮度与铅板屏蔽部分的亮度，二者之比称为影像对比度。一般约为 6∶1，12∶1，15∶1或更高。但由于影像增强管的输出屏有背景灰度，其影像对比度较一般荧光屏有所下降。

4. **转换系数** 如图 9-8 所示。输出屏的亮度和输入屏的 X 线照射量率的比值称为增强管的转换系数，用符号 GX 表示，其单位是($cd/m^2$)/(mR/s)。它用来衡量增强管的转换效率。

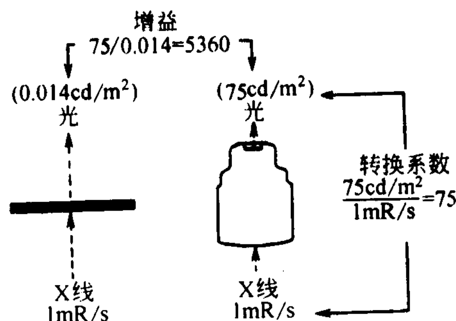



图 9-8 增强管的增益及转换特性

$$GX=\frac{\text{输出屏显示的荧光亮度}(cd/m^2)}{\text{输入屏接受X线的照射量率}(mR/s)}$$

在其他性能一样的情况下，转换系数与输入屏的面积成正比。同一个增强管，如果是双野，则大视野要比小视野的GX大，大视野与小视野的GX之比等于两者有效视野之比。输出屏的亮度不变，转换系数愈大，所需的X线量愈小。转换系数一般在100～250之间为宜。

## 二、电　源

增强管工作时必须在各极加适当电压。这些电极的电压均由电源提供。其中包括：加给光电阴极的零电位和阳极的25～30kV直流高压；加给聚焦电极的－500～－900V直流电压；加给可变视野增强管的辅助阳极电压；加给离子泵和定时装置的电压等。对阳极高压的要求是输出持续、稳定，波动性小，以保证增强管输出屏上的影像亮度稳定、噪声小。

常见阳极高压的供电方式有两种。一种是直接升压整流滤波，通过电缆输送至增强管；另一种是由电源盒提供低压直流输送至增强器管套处的接线盒内，再通过直流转换器（振荡升压）产生高压，直接连到增强管的阳极。接线盒内还包括光分配器的控制接口，检测增强管输出亮度的光电管电源和输出信号的连接等。目前采用第二种供电方式的较多。如图9-9所示，是一个常用的自激式多谐振荡高频电源电路。

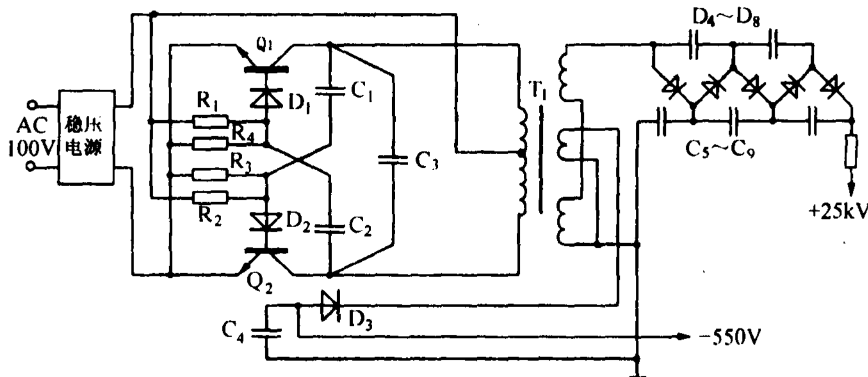



图9-9　增强管常用的自激式高频电源电路

图中$Q_1$，$Q_2$是振荡管，$T_1$是脉冲升压变压器，$D_3$是中压整流二极管，$D_4$～$D_8$是高压整流二极管，$C_1$，$R_3$，$C_2$，$R_4$控制振荡频率。二极管$D_3$单向半波整流后经$C_4$滤波，输出－550V的直流供给聚焦极；$T_1$输出的高频高压交流经五倍压整流后，产生＋25kV的高压。

## 三、管　壳

因增强管属于贵重、精密、易碎的玻璃器件，为保证其安全和正常使用，增强管要由管套封装并夹持固定在合理位置。管套分筒部、后端和前端三部分，其构成和功能如下：

**（一）筒部**

筒部是由支持重量和定位的主结构层（金属外壳）、0.8～1.0mm的铍膜合金层和1～2mm的铅皮层三层组成。铍膜合金层、铅板层都附着在主结构层上，前后端结构也附其上，共

同夹持增强管。其外面设有与专用支架或悬吊装置相固定和连接的接口，有的设接线板和调节钮等。

铍膜合金具有较高的导磁率，对增强管起屏蔽作用，防止外磁场对增强管内电场的影响；铅板层用于吸收进入管套但未被输入屏吸收的X线和由增强器产生的二次射线。

**(二)后端**

后端与筒部连为一体，并具有相同的结构层，与筒部和前端共同完成对增强管的夹持、定位和准直。其中心部位正对增强管的输出屏，此处装有增强器光学系统的物镜。

**(三)前端**

管套前端由滤线栅和护板封口。用于台下X线管式胃肠诊视床时，管套前端还装有与点片架相连的接口板。

因管套前端没有屏蔽材料，外界磁场对增强管会有影响，常见的是地磁对增强管的影响，尤以南北方向安置时为甚。故安装机器时除注意方向外，其附近不得有产生强磁场的设备。

除了上述增强器外，还有一种平板型增强器。其特点是输入屏与输出屏的有效面积相等，可直接观察影像，几何畸变小，但只能进行近台操作。由于不能实现遥控操作，目前不再应用。

## 四、光学系统

为了对影像增强管输出屏上的可见光影像进行电视摄像、点片照相及电影摄影，在影像增强管输出屏和摄像机之间应安装光学镜头和光分配器。

光学镜头由物镜和像镜组成。物镜对准增强器的输出屏，输出屏的位置在物镜的焦平面上，使增强器的输出影像经物镜后变成平行光束传送；像镜将平行光聚焦成像在摄像机的靶面上。平行光传送影像的优点是：①平行光成像像差小，影像质量高；②可减小光通量的损失；③在平行光路中可插入反射镜，改变、保持平行光传送。

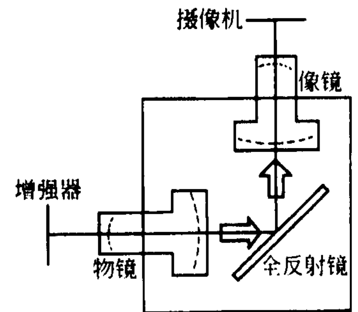


图9-10 弯型单通道光分配器

光分配器是为扩展X线电视的功能范围而设置的。它为点片照相和电影摄影提供不同的光学通路。光分配器按照光学通路可分为单通道、双通道和三通道三种。目前，点片照相和电影摄影一般不再应用，双通道和三通道已很少见，在临床上实际见到的多为只供摄像机使用的单通道形式。

单通道又可分为直线通道式和弯型通道式两种(串列式镜头)。前者因直线排列长度较长，只能用于床下X线管的机器。后者能改变光路方向，减小直线排列的长度，多用于床上X线管的机器，如图9-10所示。目前，弯型单通道形式排列的应用较为广泛。

# 第三节　电视基本原理

电视是用电信号传送活动影像的技术。它是用摄像机把可见光影像转换成电信号，经控制器处理后传输，在接收端用显像管使影像复原并观看。目前电视技术应用已非常普及。随着科学技术的飞速发展，电视技术也在不断改进和提高。由于影像增强器的问世，电视技术应用于医学，形成了X线电视诊断检查系统，现在在临床上应用已相当广泛。本节将简要介绍

X线电视的基本原理。

## 一、影像的分解与传送

### (一)影像分解

一幅影像可认为是由很多形状、大小相同而亮度不同的微小单元有规律地密集排列而成。这些组成影像的微小单元叫像素，每一个像素都是亮度均匀的正方形。组成一幅影像的像素越多，影像越清晰。我国电视标准规定一幅影像分解为625行，由于场扫描的逆程占用50行，因此构成一幅影像的实际行数是575行，即在竖直方向上有575个像素。因电视画面的宽高之比是4:3，所以在水平方向上有$575\times4/3\approx767$个像素，故整幅影像由$575\times575\times4/3\approx4.4\times10^5$个像素组成。

### (二)影像传送

关于影像信息的传送问题，根据传送方式的不同，可分为同时传送与分时传送。

1. 同时传送　同时传送是将一幅影像的所有像素，在同一时刻从发送端全部传送到接收端进行显示，即多通道的面传送。如影像增强器输入屏的荧光影像传送到输出屏就是通过对光电子的同时传送完成的、胶片投影仪将胶片上的影像传送到屏幕上是通过对光信息的同时传送而完成。

2. 分时传送　分时传送是将发送端组成影像的像素进行有规律的排列以某种形式采用单通道方式将信息分时序逐个传送到接收端进行显示，即单通道的逐点顺序传送。这种方式要求输入端传送出的信息和在输出端显示时必须保持时间和位置的严格一致，即同步。目前，X-TV就是将组成影像的像素先变成电信号，再采用分时传送的方式传送。

用电视技术传送影像，首先要通过摄像机将构成影像的各个像素转换成按一定顺序随时间变化的电信号，再进行传送。在接收端将接收到的代表影像的电信号转换成组成影像的像素亮度，在监视器上重现影像。

要传送活动影像，必须在短时间内连续不断地更换画面内容。在监视器上实际观察影像时，由于人眼的视觉惰性，人眼感觉到的影像存在时间要较其实际存在时间长。这样，当闪烁频率(画面的更换频率)达到一定值时，人眼就不再认为它是间断影像，而认为是连续影像。实验证明每秒闪烁50次，人们对影像就不再有闪烁的感觉。因此，对传送的影像要快速更换新内容，就能把发送端的活动影像实时传送到接收端并准确显示。

## 二、扫描原理

### (一)电子扫描

电子扫描是指按照一定方式有规律地使聚焦良好的电子束顺序移动并扫描整个影像面。在X-TV中，电子束的移动是电子束垂直通过线圈产生的磁场而发生偏转完成的；在发送端，电子束对摄像管光电靶面的扫描和接收端对显像管荧光面的扫描，两个扫描要控制电子束在时间顺序和位置上都保持“同步”。以上两个扫描的实质是两种不同的转换。

电子束对摄像管光电靶面的扫描是一个影像分解的过程。摄像机靶面上的一幅影像可分解成按像素横向排列的亮度不同的水平线，然后电子束有规律地一行行扫描这些水平线，便转换成代表像素亮度的大小不同的电信号。该过程是一个光电转换的过程。

电子束对显像管荧光面的扫描是一个影像合成的过程。携带着影像信息的电子束(强弱

不同)在荧光面上有规律地一行行执行同步扫描,便完成了影像合成并显示。该过程是一个电光转换的过程。

由上可见,要完成影像的分解和合成,实际上是通过电子束从左到右、自上而下的扫描完成的。按照扫描的方向可分为:

1. *行扫描* 是指电子束在水平方向的扫描过程。电子束从左向右移动期间,拾取光亮度信号进行影像信息传送,叫行扫描的正程。电子束从右向左移动期间,不拾取光亮度信号,不进行信息传送,叫行扫描的逆程。

2. *场扫描* 是指电子束在垂直方向的扫描过程,又叫帧扫描。电子束在完成行扫描的同时自上而下扫描,并拾取信号进行影像信息传送的过程叫帧扫描的正程。扫完一帧后,电子束从下端迅速返回上端,开始第二帧传送,返回期间不进行影像传送,叫帧扫描的逆程。

**(二)扫描方式**

扫描方式可分为逐行扫描和隔行扫描。

1. *逐行扫描* 电子束从上而下一行一行的依次扫描,称为逐行扫描,如图 9-11 所示。其中,实线代表行扫描的正程,虚线代表行扫描的逆程。正程时间大于逆程时间,二者之和是一个行周期。根据人眼的视觉惰性,需要每秒传送 50 幅影像才能消除闪烁感。这样行频为 50Hz×625=31 250Hz,因每行 833(625×4/3)个像素,且能够区分的最小周期是扫描相邻两个像素所需的时间,所以每行有 416.5 个最小周期,故影像信号的频带宽度是31 250×416.5Hz≈13MHz。这样的频带宽度对电路的设计要求较高、难度较大。因此,一般不采用这种方式,而是采用隔行扫描方式。

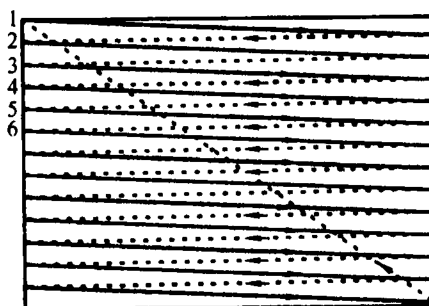



**图 9-11 逐行扫描示意图**

2. *隔行扫描* 是将每帧影像分解为两场,先扫描 1,3,5 等奇数行,扫完屏幕得到一场称为奇数场;而后再扫描 2,4,6 等偶数行,扫完屏幕得到一场称为偶数场。这种扫描方式称为隔行扫描,如图 9-12 所示。奇数场最后是半行,偶数场起始是半行,奇数场和偶数场嵌套在一起组成一帧完整的影像。这样,每秒传送影像的帧数是 25,即行频是 25Hz×625=15 625Hz,频带宽度变为15 625×416.5Hz≈6.5MHz,但场频提高到 50Hz。因相邻两行间隔很小,上下相邻两像素各闪烁 25 次,共 50 次,人眼很难觉察是两个点的闪烁,从而克服了闪烁效应。

**(三)电视制式**

X-TV 属于闭路电视,在扫描方式上一般采用广播电视的标准制式。不同国家电视标准制式也不一样。如表 9-1 是中国与日本电视制式的比较。

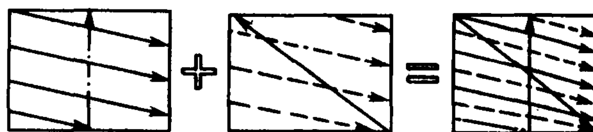


图 9-12 隔行扫描示意图

表 9-1 电视制式的比较

| 国 家 | 行频(Hz) | 场频(Hz) | 扫描线 | 扫描方式 |
|---|---|---|---|---|
| 中 国 | 15 625 | 50 | 625 | 隔行扫描 |
| 日 本 | 15 750 | 60 | 525 | 隔行扫描 |

我国电视制式的具体参数是：行周期 64μs，行正程 52μs，行逆程 12μs；场周期 20ms，场正程 18.4ms，场逆程 1.6ms。一帧影像的总行数是 625 行、每场 312.5 行、每场正程 287.5 行、每场逆程 25 行。

## 三、全电视信号的形成

X 线电视同步机是中心控制器的核心部件，和广播电视同步机一样，是产生标准的行场推动信号、同步信号、消隐信号、开槽脉冲信号、均衡脉冲信号的中心装置，主要由主振电路、分频电路、波形合成电路组成，最后形成供电视系统使用的全电视信号。

### （一）影像信号

一帧影像由摄像管的扫描分解为 625 行，除去逆程的 50 行，实际上一帧影像的有效行数是 575 行。在行正程的 52μs 时间内获得一行的影像信号，由于影像是随机的，可在正程时间内画一条任意的单值曲线，表示影像信号电压，此曲线高度在相对值 10%～75%之间变化，曲线变化规律与一行影像的亮度变化一致，代表了一行影像信号。在行逆程的 12μs 时间内，不传送影像。影像信号如图 9-13 所示。影像信号是单极性的，只能是正值或负值，不能在零两边变化。规定影像信号高电平 75%处对应影像黑色，称为黑色电平；影像信号低电平 10%处对应影像白色，称为白色电平，这种影像信号称为负极性信号。电视标准规定影像信号的发送、接收一般多采用负极性信号。

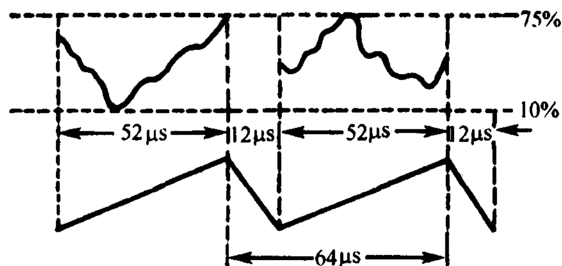



图 9-13 影像信号

### (二)消隐信号

1. 行消隐信号　在行扫描的逆程，不传送影像信号，此时不允许屏幕上出现回扫亮线，以免干扰影像，降低影像清晰度。因此，在行逆程内加入电平高度为75%的黑色电平信号，称之为行消隐信号，如图9-14所示。

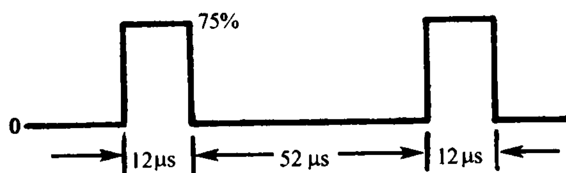



图9-14　行消隐信号

2. 场消隐信号　每场逆程包含了25行，在这25行中不管是行正程还是行逆程均不传送影像，需加电平高度为75%的黑色电平进行消隐，称之为场消隐信号。其宽度为25个行周期再加一个行消隐时间，即1 612μs。如图9-15所示，由行、场消隐信号组成复合消隐信号。

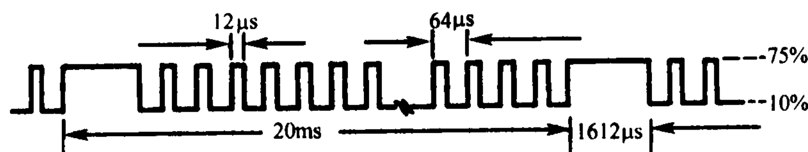



图9-15　复合消隐信号

### (三)同步信号

摄像端和显像端的所有扫描点在几何位置上要做到完全一一对应，即所谓同步扫描。扫描的同步是非常重要的，如果扫描不同步，就无法实现影像的显示。要实现扫描同步，就必须增加相应的控制，这种控制由同步机完成，同步功能在行、场消隐期间适时提供行、场同步信号。并在摄像端每扫完一行，在逆程时就加入一个行同步信号；每扫完一场，逆程时就加入一个场同步信号。

1. 行同步信号　行同步信号也是黑色电平，为了与消隐信号有所区别。其相对电平为100%，宽度为4.7μs，放在距行消隐信号前沿1.3μs处。如图9-16所示，由影像信号、行消隐信号和行同步信号组成。

2. 场同步信号　场同步信号安排在场消隐时间内，电平高度为100%，也是黑电平，其宽度为2.5个行周期，即160μs，位置距离场消隐前沿160μs处。如图9-17所示，由影像信号、行消隐信号、行同步信号、场消隐信号和场同步信号组成。行同步信号、场同步信号组成复合同步信号。

复合消隐信号、复合同步信号和影像信号一起发送。而在显像端逆程扫描时只有在行、场同步信号到达后才能继续进行下一行和下一场的扫描，因此能够保证两端的行、场同步。其过程是视频信号到达显像端后，首先把同步信号从视频信号中分离出来，分离后的同步信号控制

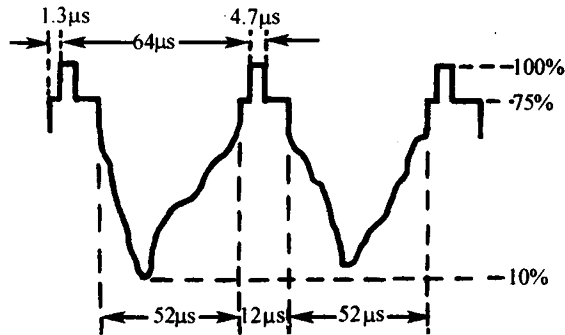



图 9-16　含有行同步信号的复合电视信号

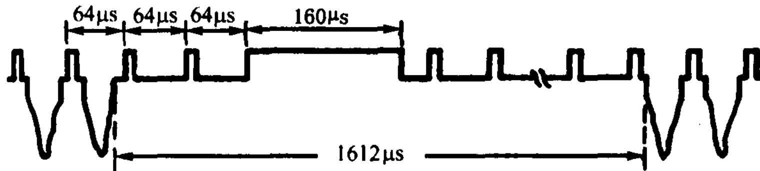



图 9-17　场消隐期间的复合同步信号

显像管中电子束的扫描，达到同步的目的。

**（四）开槽脉冲信号**

由图 9-17 可知，在场同步期间无行同步信号，实际上丢失了两个行同步脉冲，中断后的行同步不能立即进入正常工作状态，会造成影像的不稳定。为此，在场同步信号中开 25％深的窄槽，只要槽的上升沿与应有的行同步脉冲上升沿相对应，即可起到行同步的作用。槽的宽度只要足够窄就不影响场同步。现行国家标准规定开槽宽度与一个行同步脉冲相等。引入开槽脉冲后的行、场同步信号，如图 9-18(1)所示。

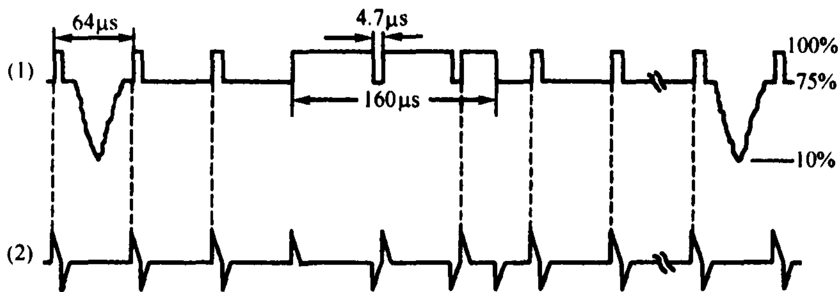



图 9-18　引入开槽脉冲后的同步信号

引入开槽脉冲后的同步信号经微分后，如图 9-18(2)所示，其正尖脉冲与上升沿相对应，正好起到行同步的作用。

**(五)前、后均衡脉冲信号**

1. *并行现象* 电视系统采用隔行扫描，一帧影像分为两场传送，就存在两场交接、过渡的问题，即由奇数场向偶数场过渡和由偶数场向奇数场过渡两种情况。如图 9-19(1)，(2)所示，两种过渡的波形是不一致的。为了从复合同步信号中分离出场同步信号，接收端采用积分电路，同步信号上升时积分电容充电，电位升高；同步信号下降时积分电容放电，电位下降，积分波形，如图 9-19(3)所示。图中实线为奇、偶过渡的积分波形，与 a 对应；虚线为偶、奇过渡的积分波形，与 b 对应。显然两种积分起点不同，波形不一致，会导致场扫描周期不同，出现光栅嵌套，称为并行现象，如图 9-20 所示。影像清晰度下降，失去隔行扫描的意义。

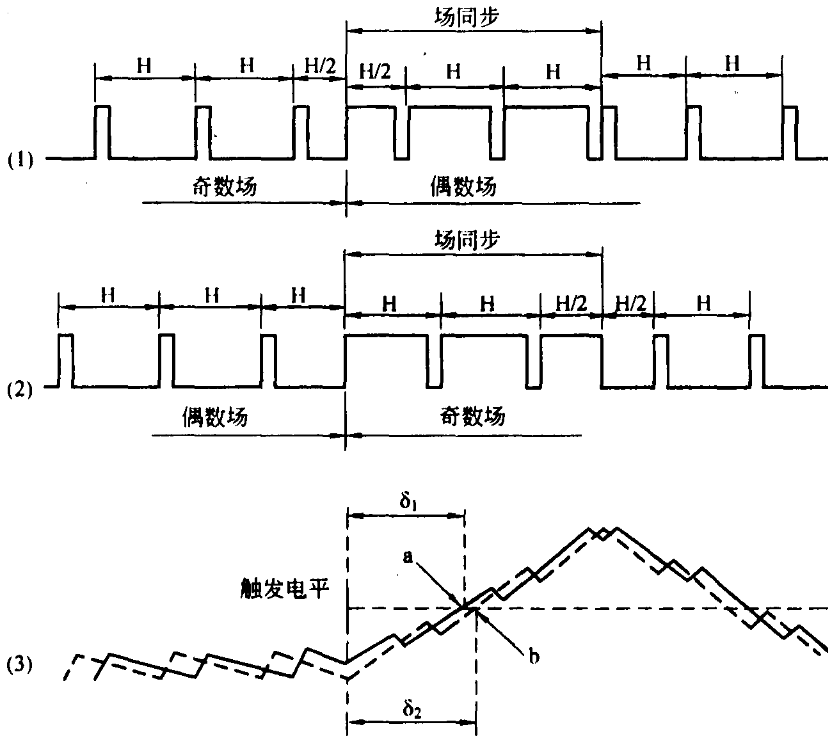



图 9-19 场过渡时的同步信号及积分波形

2. *前、后均衡脉冲信号* 为了使两种积分波形在场同步期间重合，首先应在场同步期间增加开槽脉冲的个数，每隔半行开一个槽，使两种积分在场同步期间积分电容放电时刻相同；其次还要使场同步开始时刻的积分起点一致，即都变为半行出现一个脉冲，场同步信号前的五个行同步脉冲周期为 32μs，称为前均衡脉冲信号。为了保证积分波形在较宽范围内一致，同样在场同步脉冲之后的五个行同步脉冲周期也为 32μs，称为后均衡脉冲信号。其脉冲宽度为行同步信号的一半，幅度不变。改进后的复合同步信号波形及积分波形，如图 9-21 所示。

由以上分析可见，全电视信号包括影像信号、复合消隐信号、复合同步信号、开槽脉冲信号

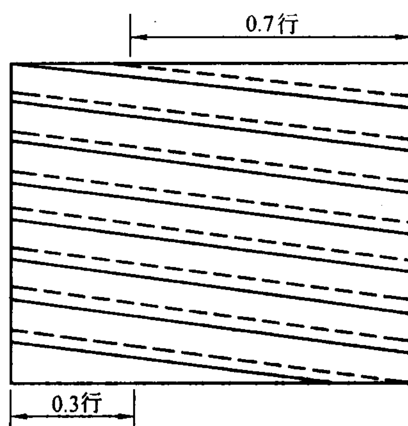



图 9-20　并行现象

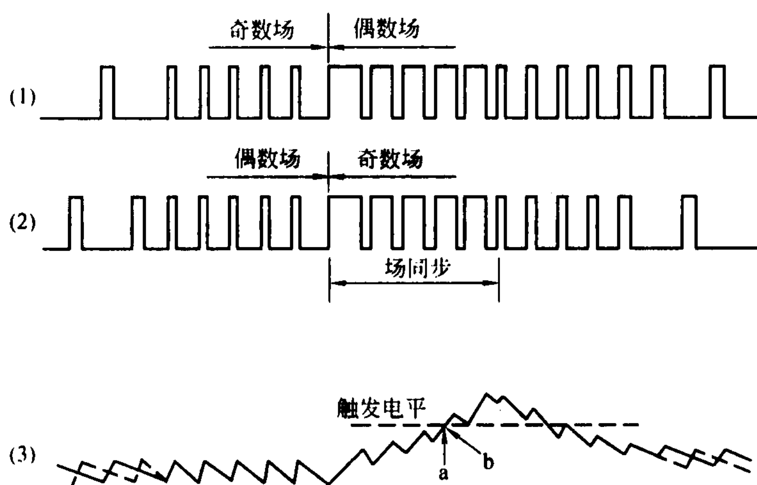



图 9-21　改进后的复合同步信号及积分波形

和前后均衡脉冲信号 8 种信号，其形状如图 9-22 所示。

## 第四节　摄　像　机

X 线电视摄像机在中心控制器的作用下，完成影像的分解和信号转换，即将二维的光学影像转变为按一定时序排列的电信号。目前使用的摄像机有摄像管式和电荷耦合器件(charge coupled device，CCD)式两种。

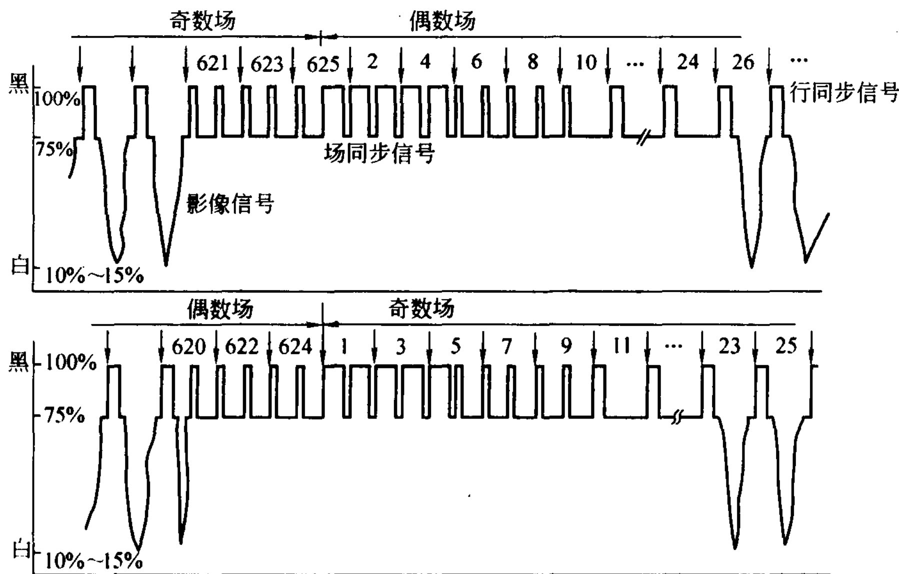



图 9-22　全电视信号形状

## 一、摄像管式摄像机

摄像管式摄像机由摄像管、聚焦线圈、偏转线圈、扫描电路、预视放电路等组成，如图 9-23 所示。

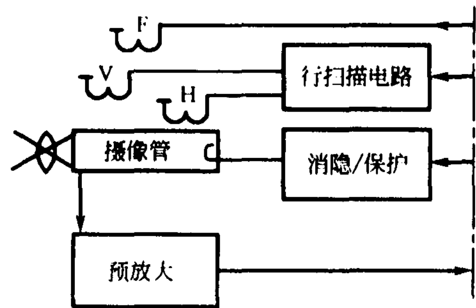



图 9-23　摄像机构成方框图

### (一)摄像管的构造

摄像管是摄像机的核心部件，是根据光电效应制成的真空光电转换部件。摄像管可分为由外光电效应制成的光电式和由内光电效应制成的光导式两种。目前使用的硫化锑、氧化铅摄像管都属于光导式。光导式摄像管就是根据内光电效应的原理利用了某些材料受光照后电阻率发生变化的特性制成的。现以硫化锑光导管（视像管）为例，说明其构造和原理。

摄像管由电子枪、光电靶和玻璃壳制成。摄像机前的镜头把影像成像在摄像管的靶面上，

由电子枪发出聚焦良好的电子束在管外偏转线圈控制下对光电靶进行扫描，把组成影像的像素亮度转换成电视信号。

1. **电子枪**　其作用是产生聚焦良好的电子束。其构成如图9-24所示。各电极作用及所加电压：灯丝用来加热阴极，灯丝电压是6.3V；圆盖形的阴极用于发射电子，其表面涂有活性材料，以提高电子发射效率，接零点位；中心开孔的圆盖形控制极用来控制电子束的大小，其电位是−10～−50V；空心筒形加速阳极使电子加速，电位是+300V；空心筒形聚焦极对电子束聚焦，电位是100～450V；网电极产生的电场使电子束垂直射向靶面，并吸附负离子，防止负离子轰击靶面造成离子斑，电位约500V；靶面电位（靶压）是15～40V。

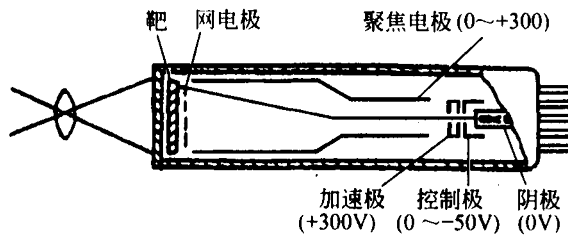



**图9-24　电子枪的结构**

2. **光电靶**　光电靶的结构如图9-25所示。图中①是光学玻璃；其内侧的②为信号板，是喷镀的一层透明导电的氧化锡薄膜；③是涂制的具有内光电效应的光敏半导体层，如硫化锑、硫化镉等；④是防反射层。

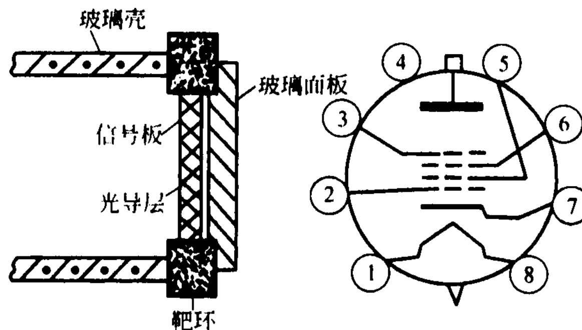



**图9-25　光电靶结构及管脚排列**

3. **玻璃壳**　起保持管内良好真空度和支持固定各电极的作用。

**（二）聚焦、偏转及校正**

摄像管工作时，阴极发射的电子束在靶面上必须聚焦为一点，由于摄像管靶面较小，所以要对电子束的聚焦有很高的要求。要满足这一要求，除了对电子束进行磁聚焦外，还要进行电聚焦，只有这样才能保证电子束被精细地聚焦到靶面上，以满足高分辨率的要求。

1. **聚焦**　聚焦包括电聚焦和磁聚焦。

（1）电聚焦：电子束在电场中受静电力的作用而定向移动，因电子带负电，圆筒形聚焦电极

带正电，当电子进入电极后受四周电位的影响，电子束向靶面方向移动的同时也向轴线方向会聚，即聚焦。图 9-26 是电子枪内电场分布和电子会聚示意图。各电极的形状位置和所加电压的大小，决定空间的电场分布。改变控制极的电位就可调节电子束的大小，即聚焦情况。

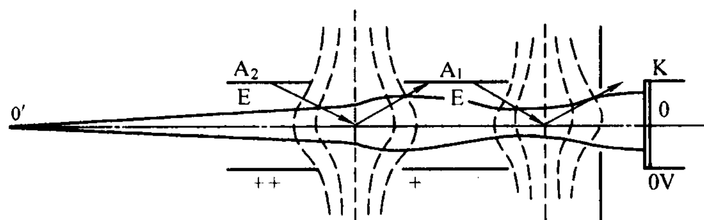



**图 9-26　电子枪中的电场分布**

摄像管的靶面直径多在 16～25mm 之间，电子束要扫描 575 行，其直径必须在 0.025mm 左右，否则电子扫描线将重叠，严重影响影像的清晰度和分辨率。因此，对电子束的聚焦要求很高，事实上仅靠电聚焦是不够的，必须在电聚焦的同时还要进行磁聚焦。

(2)磁聚焦：聚焦线圈是一个长螺管状线圈，套在摄像管外侧，产生轴向磁场。从阴极小孔射出的电子束进入轴向磁场中，由于电子斥力等原因，只有少量电子初速度的方向与轴向磁场方向一致，大部分电子的运动方向与轴向磁场方向有一个夹角。这大部分电子将在磁场中做螺旋运动。其旋转的半径与电子速度的纵向分量和磁场强度有关，适当调整磁场强度的大小，电子就可在旋转一周后在原发出对应位置打在靶面上。但电子初速度一定时，电子每旋转一周在轴向的前进距离是一定的，因此，可通过调整聚焦电极的电位来改变电子的初速度，达到改变轴向距离的目的。所以，调整磁聚焦线圈的电流和聚焦电极的电位，就可使电子束达到最佳聚焦状态而到达靶面。

2. **偏转**　电子束的偏转是由偏转线圈产生的磁场完成的。偏转线圈分为行偏转线圈和场偏转线圈，分别套在摄像管的外侧。

行偏转线圈由上、下两个串联而成，给行偏转线圈加一锯齿波电流，在摄像管内将产生一个大小和方向随时间而变化的垂直方向的磁场，电子束在垂直方向磁场的作用下，进行水平方向的偏转，完成行扫描。

场偏转线圈由左、右两个串联而成，给场偏转线圈加一锯齿波电流，在摄像管内将产生一个大小和方向随时间而变化的水平方向的磁场，电子束在水平方向磁场的作用下，进行垂直方向的偏转，完成场扫描。

3. **校正**　摄像管内各圆筒电极的轴线应重合为一条直线，并与靶面垂直。但由于电子枪在装配时可能存在一定误差，无偏转磁场时，电子枪射出的电子束中心线与摄像管轴线会有一定的夹角，这就需要校正并使其重合。校正是通过校正线圈完成的，校正线圈由装在加速阳极处的两对线圈构成，通过适当调整流过线圈电流的大小和方向，就可进行校正。

另外，在聚焦线圈内侧和偏转线圈外侧之间有一个镀膜合金筒，其作用是进行屏蔽，防止外界磁场对电子束的扫描和聚焦产生影响。

**(三)工作原理**

如图 9-27 所示，摄像管工作时，靶要通过一个负载电阻 $R_H$ 与靶压电源 $U_{cm}$ 连接，电视信号

经耦合电容 $C_0$输出。在摄像管靶面上对应于影像的每个像素都是由一定厚度的光敏半导体层组成的。光敏材料都具有一定的电阻率和介电常数。所以，可把每个像素看成是一个纵向电阻 R 与一个电容 C 的并联组合体，C 值是固定的，R 值随着靶面该点亮度的变化而按比例变化。即整个靶面可以看成是由 40 多万个电阻与电容的并联组合体组成的。

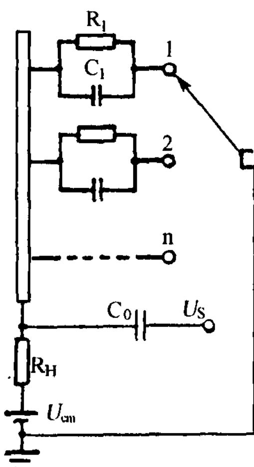



图 9-27　摄像管信号拾取原理图

偏转的电子束如同一个转换开关，扫描过程就是用其依次逐个将并联组合体的右端接地，并依次在 $R_H$上检出电信号。在扫描过程中，像素电容器两端电压和靶面电位 $U_B$随时间和光照变化的情况，如图 9-28 所示。$t_1$时间段是电子束不对某一像素进行扫描的时间（扫描的间隔时间），$t_2$时间段是电子束对这一像素进行扫描的所需时间，$t_1 + t_2 = 40$ms。

图中①段（对应 $t_1$时间段）是电子束未扫描且无光照射靶面时，理论上像素电阻无限大，像素电容器不放电，靶面电位 $U_B = U_{cm}$；②段（在 $t_2$时间段），电子束扫描至该像素时不需充电，无充电电流即无信号输出，$U_B = 0$；③段为像素上有强光照射时，因像素电阻很小，像素电容器经像素电阻迅速放电，$U_B$升高快；④段是电子束再次扫描该像素，像素电容器充电多，充电电流大输出信号强，且 $U_B = 0$；⑤段是像素为中等照度时，因像素电阻较小，像素电容器经像素电阻放电较慢，$U_B$升高慢；⑥段是电子束再扫描该像素，像素电容器充电少，输出信号幅度也较小，$U_B = 0$；⑦段是像素仅有微弱光照时，像素电阻大，像素电容器经像素电阻放电最慢，$U_B$升高最慢；⑧段是电子束再次扫描时，像素电容器充电最少，输出信号幅度也最小。

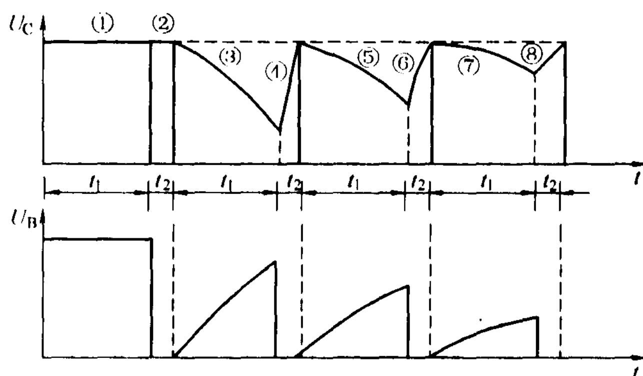



图 9-28　像素电容器两端电压和靶面电位变化图

由此可见，各像素在电子束扫描后，像素电容两端电压均被充电为 $U_{cm}$。但由于各像素照度不同，表现为像素电容放电快慢不同，在电子束下次扫描对像素电容充电时，照度大的对应充电电流大，在 $R_H$上检出的信号强，反之则弱。摄像管就是根据这样的原理完成了影像的分解和光电转换。

**（四）主要技术参数**

1. 光电转换特性　是指输出信号电流与靶面照度之间的关系曲线。当靶压固定时，二者

符合内光电效应规律。

2. 灵敏度(S) 是指输出信号电流 $i_s$ 与射入靶面的光通量 $F$ 的比值。即 $S=i_s/F(\mu A/lm)$。一般视像管的灵敏度为 100～200μA/lm。

3. 光谱特性 对不同波长的光，摄像管的光电灵敏度不同。用不同波长的光照射，测出摄像管对应的灵敏度，就可得到它的光谱灵敏度曲线，称为光谱特性。主要取决于光电材料的特性和靶的厚度。

4. 分辨率 摄像管的分辨率很高，一般中心部分为 550 线，边缘部分为 400 线。有的摄像管的分辨率可高达1 000线。影响摄像管分辨率的主要因素是电子束的聚焦状态和它的大小。电子束电流一般不应大于 0.5μA。

5. 惰性 是指光照停止后影像继续存在的现象。它会导致影像移动时产生重影。产生惰性的主要原因：一是电导性惰性；二是像素的等效电容值太大而引起的电容性惰性。其次，惰性还与照度、靶压、电子束等有关，照度越大、靶压越低、电子流越大惰性越小。

6. 暗电流 没有光线照射靶面时，理论上像素电阻应为无穷大，像素电容不放电，电子束再次扫描时，不充电，无信号输出。实际上像素电阻不会是无穷大，像素电容在 40ms 内要缓慢放电，下次电子束扫描时充电量很少，输出的基础信号电流也很小，该电流称为暗电流。它与摄像管的质量及工作状态有关。另外，因靶面的不均匀性，各像素的暗电流强度也不一样。暗电流将作为噪声源混入电视信号，严重时会影响影像质量。因此，为了减小暗电流，实际电路中设计了暗电流补偿电路。降低靶压和靶面温度都能有效地减小暗电流。

**(五)摄像机的基本电路**

1. 扫描电路 扫描电路也称为锯齿波电流发生器。其作用是产生供偏转线圈所需的锯齿波电流，使摄像管中的电子束偏转。扫描电路主要由同步放大、锯齿波形成、放大输出等电路构成，如图 9-29 所示。

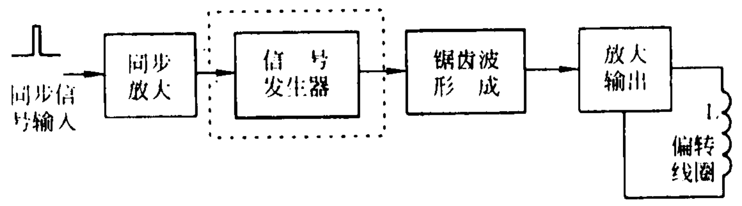



**图 9-29 扫描电路构成方框图**

放大输出级产生偏转线圈所需的锯齿波电流，它是由锯齿波电压形成级来控制的。锯齿波电压最简单的方法是将同步信号放大后积分来获得，但此法的缺点是一旦同步信号失掉，扫描将会停止或者若同步信号中混有干扰信号，扫描电路的稳定性将会破坏。这种方法只适应于摄像机，因为同步机产生的同步信号直接加到摄像机的扫描电路。

扫描电路包括行扫描电路和场扫描电路。其原理是一样的，都是给偏转线圈提供锯齿波电流，产生偏转磁场，使电子束偏转。行、场偏转线圈的等效电路都是一个电感和一个电阻的串联电路，如图 9-30 所示。但由于行、场锯齿波电流的频率不同，且偏转功率不同，因此对行、场扫描电路的要求不同，必须分开单独设计。同样行、场偏转线圈的差别也较大，其主要参数如表 9-2 所示。

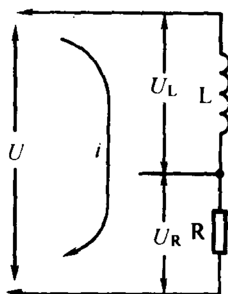



图 9-30　偏转线圈的等效电路

表 9-2　摄像机偏转线圈主要参数

| 名称 | 直流电阻(Ω) | 电感量(mH) | 基频感抗(ωL) | 频　率(Hz) |
|---|---|---|---|---|
| 行偏转线圈 | 2.6 | 0.7 | 73 欧 | 31 250×3.14 |
| 场偏转线圈 | 64 | 26 | 8 欧 | 100×3.14 |

由表可见，行扫描频率较高，感抗较高，电阻较小，因 ωL≫R，所以电阻的影响可忽略。但场扫描频率较低，场偏转线圈主要是阻抗，而感抗不可忽略。

(1)行扫描电路：其电路构成如图 9-31 所示。行推动信号由同步机产生，电路特点是功率较大和扫描频率较高。行扫描电路实际上是将行推动信号进行放大和功率输出。行扫描电路作用是给行偏转线圈提供符合一定要求的线性锯齿波电流。加到行偏转线圈的电压和流过线圈的电流波形如图 9-32 所示，上升沿为行扫描正程，下降沿为行扫描逆程。行中心调节电路是给偏转线圈增加一个直流分量，使行扫描光栅的中心可以调节。

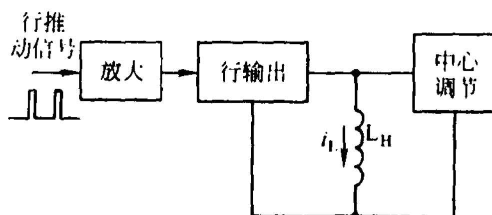



图 9-31　行扫描电路构成方框图

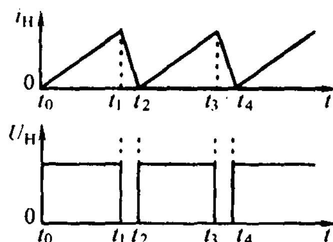



图 9-32　行偏转线圈的电流和电压波形

下面简要介绍行扫描电路的工作原理：

图 9-33(1)是工作在开关状态的行扫描功率输出级电路。三极管 T 的基极输入行推动信号 $U_b$，D 是阻尼二极管，C 是逆程电容，L 是行偏转线圈，$E_C$是电源。

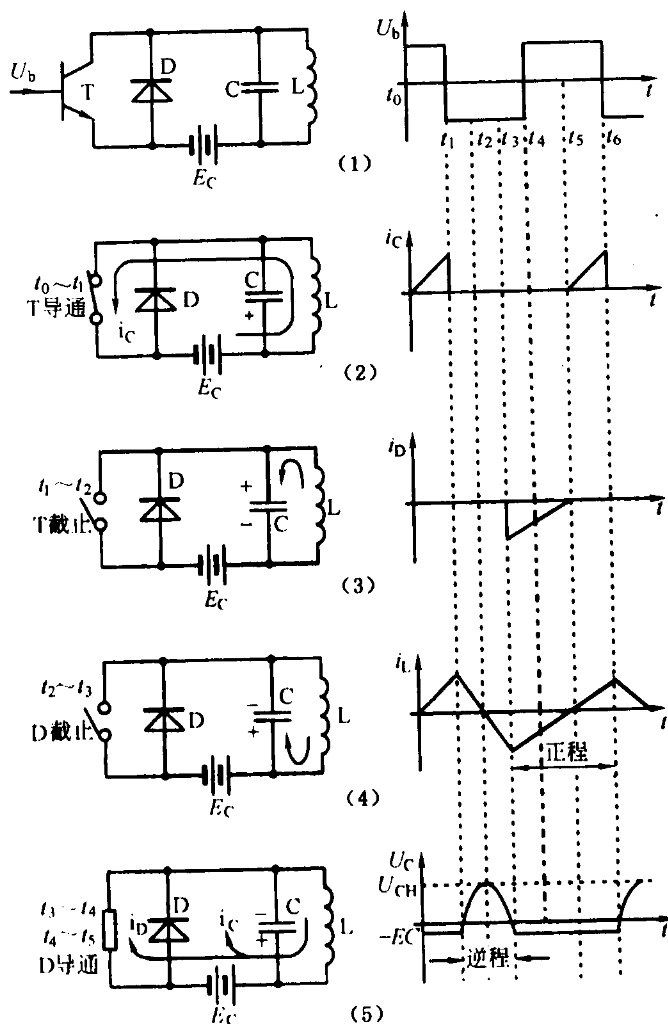



图 9-33 行扫描功率输出级电路及电压、电流波形图

①$t_0$～ $t_1$段：$U_b$为高电平，T 饱和导通，C 和 L 中均有变化的电流流过。当 $t=t_1$时，$i_L=I_{max}$；$U_C=-E_C$；$I_C=0$。

②$t_1$～ $t_2$段：$U_b$为低电平，T 截止，电感中电流不能突变，而是向 C 充电。因 LC 电路的谐振周期短于 $i_L$逆程时间，且 LC 电路的 Q 值较高，所以 C 的充电电压很高，当 $t=t_2$时，$i_L=0$；$U_C$达到最大值。

③$t_2$～ $t_3$段：$U_b$为低电平，T 截止，电容 C 又向电感 L 放电，一直到 $U_C=E_C$，$i_L=-I_{max}$。$i_L$不能突变，电流继续对电容 C 反向充电，当 $t=t_3$时，$U_C=-E_C$。

④$t_3 \sim t_4$段：由于电感的作用，二极管 D 导通。因二极管正向电阻的阻尼消耗能量，导致 LC 谐振停止。流过二极管的电流 $i_D = i_L$。

⑤$t_4 \sim t_5$段：$U_b$为高电平，T 饱和导通，T 的导通电阻 $R$ 并联在 D 两端，阻尼作用变弱，直到 $i_L = 0$ 时，完成一个行扫描周期。

⑥$t_5 \sim t_6$段：重复 $t_0 \sim t_1$的过程。

由于偏转线圈中铜线电阻的存在，影响了行扫描电流的线性。为改善行扫描的线性，一般在行输出电路中进行线性补偿，即在行偏转线圈所在电路中再串联一个易于饱和的补偿线圈，这种补偿也叫 S 校正。

(2)场扫描电路：其电路构成如图 9-34 所示。场推动信号也是同步机产生，场推动信号作为该电路的输入，通过锯齿波电路形成锯齿波电压，经放大输出电路进行放大后，加到场偏转线圈，实现场扫描。场中心调节电路是给偏转线圈增加一个直流分量，使光栅的中心可以调节。

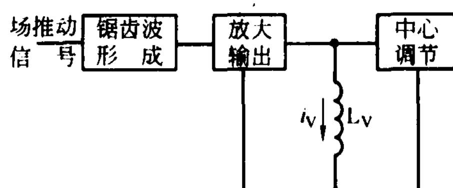



图 9-34　场扫描电路构成方框图

锯齿波形成是利用电路中电容器充放电来产生锯齿波电压的，其最基本电路如图 9-35 所示。

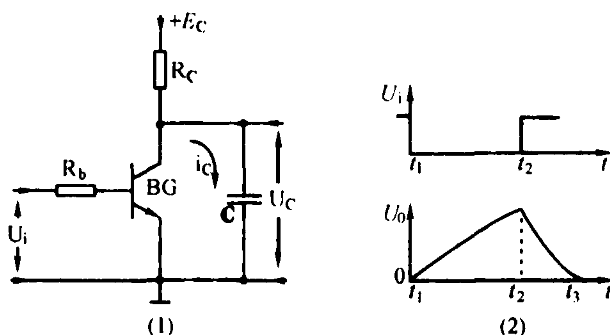



图 9-35　最基本的锯齿波形成电路及波形

当 $U_i$为低电平时，三极管 $BG_1$截止，电容器充电，获得正程锯齿波电压

$$U_C(t) = E_C(1 - e^{-t/\tau})$$

式中：$\tau = R_C \cdot C$ 为充电时间常数。

当 $U_i$为高电平时，三极管 $BG_1$导通，电容器放电，放电时间常数为 $\tau = R_{ce} \cdot C$。因三极管 $BG_1$在饱和导通下的 $R_{ce}$很小，所以 C 放电很快。该电路的缺点是由于充电电流不恒定产生的

锯齿波线性较差，为改善锯齿波线性，可采用恒流充电，也可采用锯齿波自举电路来改善锯齿波线性。

放大输出电路的种类较多，常见的晶体管功率放大器有OTL，OCL电路和一些集成功率放大器。

另外，与扫描有关的电路还有电子束的磁聚焦电路和电子束保护电路等，这里不再讲述。

2. 预放器电路　从摄像管输出的信号电流很小，一般在0.2μA左右。这样的信号不能直接进行传输，也容易受到外界磁场的干扰。所以应该通过预放器先对摄像管输出的信号进行预放大（前置放大），一般使放大后的信号电平幅度在0.25～0.5Vp-p范围，因此预放器的增益要在30dB以上。预放器电路应具有增益高、频带宽、噪声低、线性好的特点。该电路的构成如图9-36所示。

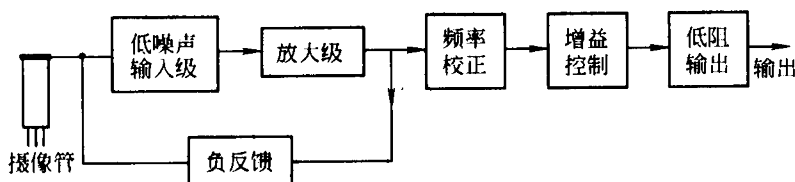



图9-36　预放器电路构成方框图

由图可见，第一级放大器（前置级）是低噪声输入级，且放大倍数较大，因此一般选用场效应管担任放大任务；在预放器最前端，为降低噪声提高信噪比，设置了噪声抑制电路，即在预放器输入端串联一个电感，它与输入电容产生谐振，以增大高频输入阻抗，提高抗杂波能力；因受输入电容的影响，高频端幅度下跌，增益下降，所以设置频率补偿电路就是在高频端对放大器进行补偿。

3. 供电电路　为摄像管各极供电的电源有两种形式。一种是采用一般变压器经变压、整流、滤波后，将获得的直流直接加到摄像管各电极；另一种是通过高频逆变器产生的高频交流电，经整流后得到的直流电为摄像管各极供电。

## 二、CCD摄像机

CCD是电荷耦合器件，于1970年由美国贝尔实验室研制成功。由它制成的摄像机称为CCD摄像机，并逐渐在黑白摄像机中取得优势，是目前最常用的摄像机。CCD也是一种半导体器件，根据它的光敏特性，即在光照下能产生与光强成正比的电子电荷，形成电信号，被广泛应用于成像系统。

CCD器件是由很多个光敏单元组成。用于成像的CCD摄像器件有两种：一种是线阵式，它的光敏单元有序地排成一行或一列，用于传真机、扫描仪等；另一种是面阵式，它的光敏单元以行列方式排列成矩阵，用于摄像机、数码相机等。

### （一）CCD摄像机的优点

CCD摄像机与摄像管式摄像机相比，其优点是：

1. 体积小、功耗小　CCD摄像机的配套电路全部集成化，控制电路简单，且不需要进行偏转扫描，没有偏转线圈，所以体积小、功耗小。

2. *影像清晰度高* CCD器件不存在几何畸变，且像素多，与摄像管式摄像机相比，很少产生运动模糊，因此影像清晰度高。

3. *灵敏度高、应用范围广* CCD摄像器件在照度0.01lx时就能工作，而摄像管式摄像机的最低照度是0.5lx，其灵敏度高、应用范围广。

4. *可靠性高、寿命长* CCD摄像器件抗震、抗干扰性强，不怕强光照射等，比摄像管式摄像机可靠性高、寿命更长。

5. *成本低* CCD摄像器件的工艺成熟，可大批量生产，降低了成本，CCD摄像机价格低于同档次摄像管式摄像机。

6. *转换特性好* CCD摄像器件的信号输出与光照成正比，其线性好。

由于CCD摄像机从取像素开始就以数字信号传送，有利于和计算机的连接，方便影像处理。采用数字去噪处理的设备还具有下述功能：①多档递归系数选择；②多帧存储功能；③正/负像选择功能；④影像曝光冻结功能；⑤连续灰度增强功能等。

**（二）CCD摄像器件的工作原理**

1. *光电转换和储存元件* 常见的光电转换和储存元件有MOS电容器型和光敏二极管型两大类。

（1）MOS电容器型：在P型半导体Si衬底的表面上用氧化的方法生成一层厚度约100～150nm的$SiO_2$，再在$SiO_2$表面蒸镀一层金属形成多晶硅，在衬底和金属层间加一个电压，形成了一个MOS电容器，如图9-37（1）所示。当光线照射时，光子穿过透明电极及氧化层，进入P型Si衬底，衬底中处于价带的电子吸收光子能量而跃入导带。这种当光子进入衬底时产生的电子跃迁，形成了电子-空穴对。在外电场的作用下，分别向两极移动的电子、空穴，就是光生电荷（信号电荷）。当金属层和衬底间所加电压达到开启电压时，硅衬底与$SiO_2$界面处的电势即界面势（或表面势）发生变化，衬底中的多数载流子被排斥而形成耗尽层（势阱）。势阱深度决定于金属电极与衬底间所加电压的高低。由于势阱的势能较低，光生电荷将储存在由电极造成的势阱中，形成电荷包。势阱界面势随着聚集电子数目的增多而降低，如图9-38所示。

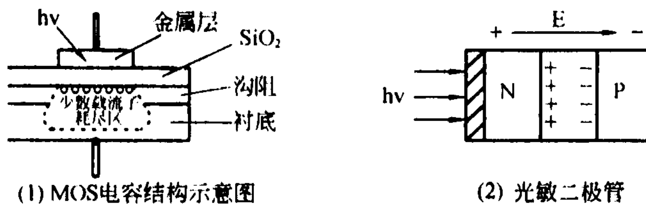



**图9-37 光敏元件**

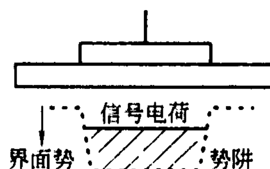



**图9-38 电荷存储的势阱原理图**

光生电荷的产生决定于入射光子的能量和光子的数量。每个电荷包的电量与对应单元的亮度成正比，这样一幅影像就转变为对应的电荷影像。但 MOS 电容的储存容量是有限的，当光生电荷超过 MOS 电容的储存容量时，势阱将发生溢出。

(2)光敏二极管型：在 P 型 Si 衬底上扩散一个 N 区域而形成的 P-N 结二极管，其结构如图 9-37(2)所示，构成反向偏置的多晶硅二极管，在二极管中产生一个定向电荷区，即耗尽区。光子通过多晶硅二极管时，产生电子-空穴对。在耗尽区内，光生电子与空穴分离，光生电子被收集到耗尽区形成电荷包，称为信号电荷。耗尽区对电子而言是一个势能特别低的区域，称为陷阱。陷阱能够储存的最大电荷量叫陷阱容量，它与所加偏置电压近似成正比。

光敏二极管与 MOS 电容相比，具有灵敏度高、光谱响应宽、蓝光响应好、暗电流小等优点，所以在 CCD 摄像器件中光敏二极管型已逐渐取代了 MOS 电容器型。

2. **面阵 CCD 成像器件** 由光敏区、转移区和输出电路区三部分组成。

(1)光敏区：光敏区不是由一个个光电转换和储存元件一行或一列组成，而是矩阵式行列排列，是由许许多多个光电转换和储存元件组成的一个二维面阵，它把入射到 CCD 像感器上的二维光学影像转换成按时间顺序排列的信号电荷并暂时储存。

(2)转移区：转移区是利用模拟移位寄存器把行列电荷有序地转移至输出电路区。即在场消隐期间，成像区(光敏区)积累的信号电荷由场移位寄存器逐行快速的传送至存储区，然后在每一行消隐期间转移一行信号电荷到水平移位寄存器，再在行正程期间由水平移位寄存器将信号电荷传送到输出电路区。

以三相驱动方式为例，说明移位寄存器的工作原理，如图 9-39 所示。在电极 $\phi_1$，$\phi_2$，$\phi_3$ 上分别加上有规定时序关系的脉冲电压。在 $t_1$ 时刻信号电荷存于电极 $\phi_1$ 底下。在 $t_2$ 时刻电极 $\phi_2$ 也加上了正电位，有一部分信号电荷转移到电极 $\phi_2$ 底下。进一步在 $t_3$ 时刻减小电极 $\phi_1$ 的正电位，并在 $t_4$ 时刻将信号电荷从电极 $\phi_1$ 底下全部转移到电极 $\phi_2$ 底下。这一过程重复进行，就将信号电荷按一定方向一一转移到邻近的 MOS 电容。在成像系统中，也采用简单的两相驱动时钟脉冲进行电荷转移。

(3)输出电路区：由输出门、浮置电容、复位门和场效应管源极跟随器输出级组成，如图 9-40 所示。其原理为：在 $t_1$ 时刻，信号电荷储存在电极 $\phi_2$ 下的势阱中，浮置电容处于上一次复位后输出场效应管的漏极电平上(高电平)；在 $t_2$ 时刻，$\phi_2$ 变为低电平，驱动信号电荷通过输出门进入浮置电容，导致电压降落。使场效应管栅极电位下降，输出电流变大，由源极负载电阻输出的电压信号 OS 变大。输出门 OG 加有一个固定直流电压，以便形成必要的电位梯度。为了拾取下一个光敏单元的信号电荷，浮置电容必须复位到起始状态。故在 $t_3$ 时刻，复位门 RS 上加一个复位脉冲，复位晶体管导通，浮置电容上的电荷放掉，使其复位到场效应管的漏极电平上(高电平)。重复上述过程，从而获得连续的电压信号(视频信号)。

**(三)性能参数**

1. **响应灵敏度** 是输出电压与曝光量的比值，其单位是伏/勒克斯・秒(V/lx・s)。响应灵敏度也是光电转换增益和输出电路增益的乘积。因光电转换增益随光源的波长而变化，所以响应灵敏度也发生变化。

2. **光谱响应** 是指响应灵敏度与光源波长之间的关系。它与感光单元的构造和采用的硅基片的类型有关系。目前大部分 CCD 器件的光谱响应范围都在 400～1 100nm 之间。

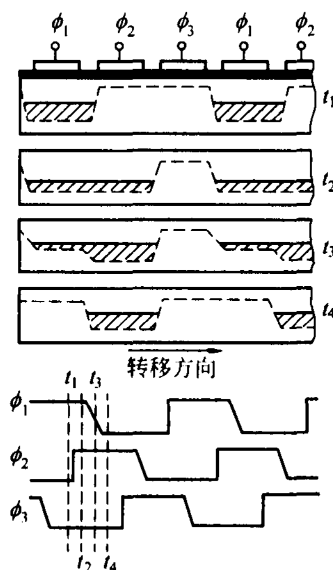



图 9-39　移位寄存器工作原理

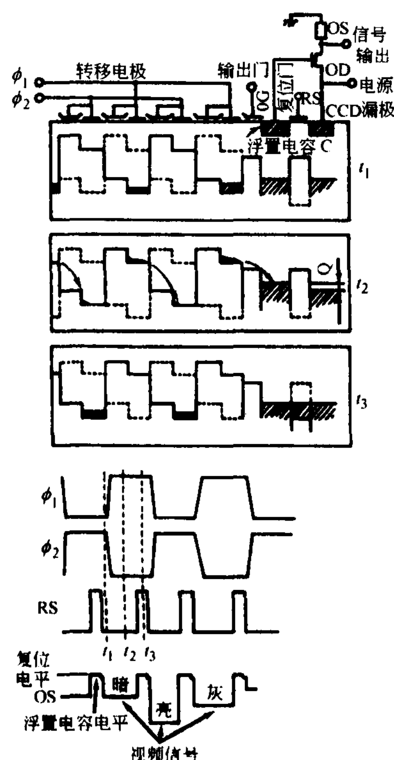



图 9-40　输出电路区的结构及工作原理

3. **饱和输出电压**　是指CCD处于饱和曝光量时，所得到的输出电压。此时再增加曝光量，输出电压也不再增加。但是信号电荷超过了陷阱容量就会溢出，造成相邻单元的“污染”，产生假输出信号。所以，CCD在使用时，要用恰当的工作条件，使输出电压低于饱和输出电压。

4. **暗电流**　CCD摄像器件的暗电流包括在耗尽区中本征热激发产生的暗电流、少数载流子从中性体内向表面扩散产生的暗电流以及表面能级热激发产生的暗电流。暗电流会造成影像背景不均匀，暗电流大的地方，会在影像上造成白斑。实际应用时应尽量减小暗电流。暗电流的消除可采用电子学方法和制冷的方法。

5. **动态范围**　是指电荷成比例地收集到势阱内的能力。它取决于势阱能收集的最大电荷量与噪声确定的最小电荷量之差。

## 第五节　中心控制器

以往的中心控制器(center control unit，CCU)的组成非常复杂，包括的电路较多，体积也比较庞大。随着科学技术的不断发展，大规模集成电路的出现，目前的中心控制器可做在一块线路板上，体积小、重量轻，并具有和以前相同的功能，不占用其他空间，可直接安装在监视器内，与摄像头可用多芯电缆连接，调整、控制较为方便。

因篇幅所限对本节只作简单介绍。

## 一、视频处理器

### (一)电路结构

摄像管输出的信号,经预放器放大后得到一定电平幅度的电压信号。要获得理想的优质影像,必须对上述信号进行补偿和校正,即视频处理。X-TV 的视频处理器由增益控制、孔阑校正、γ校正、黑斑补偿、轮廓补偿、消隐混入与黑切割、同步混入与输出等构成,如图 9-41 所示。视频信号经视频处理器处理后,形成完整的全电视信号,通过电缆传送到监视器重显影像。

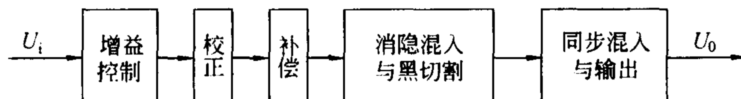



图 9-41 视频处理器电路构成框图

### (二)各电路基本原理

1. 增益控制　摄像机的输出信号幅度必须达到电视规定的 1Vp-p 标准电平。而预放器的输出一般在 0.25～0.5Vp-p。因此,还要进一步放大。

对增益控制放大器的要求:增益调节引起的频率特性变化要在允许范围内;增益调节范围 0～18dB;增益调节不能影响放大器的直流工作状态。

2. 校正　校正包括孔阑校正和 γ 校正。

(1)孔阑校正:是校正摄像管电子束的孔阑效应。由于摄像管和显像管在工作时作扫描运动的电子束具有一定的横截面积,会使电视影像产生孔阑畸变。这是由视频信号的高频分量下降引起的。孔阑畸变主要使影像边缘模糊、细节展宽、细节对比度下降。因显像管的荧光屏较大,对影像影响不大;摄像管靶面很小,和电子束截面相比,孔阑畸变就不可忽略。为此,在视频处理器中设有孔阑校正电路,目的是提升视频信号的高频分量。

(2)γ 校正:是校正电视器件(摄像管、显像管)在进行光电转换、电光转换时引起的非线性失真,即灰度畸变。也就是电视系统不能重现被摄影像(被摄体)各部分的灰度。需在视频处理器中增设 γ 校正电路。

3. 补偿　补偿包括黑斑补偿与轮廓补偿。

(1)黑斑补偿:影像产生黑斑是由于镜头各区域透光率不同、摄像管靶面不均匀以及电子束在靶面边缘不能垂直上靶等原因造成的。表现为影像的背景亮度不均匀。闭路电视中对黑斑的补偿一般采用叠加型补偿。行补偿信号是通过对行推动信号的一次积分获得的行锯齿波和二次积分获得的行抛物波复合而成的。同样的道理得到场补偿信号。行补偿信号、场补偿信号组合在一起形成复合补偿信号,再与视频信号叠加,就可补偿黑斑失真。

(2)轮廓补偿:又称轮廓勾边,其作用与孔阑校正基本相同。但孔阑校正以放弃放大器的低频端增益和系统信噪比下降为代价,而轮廓补偿并不放弃放大器的增益,也不降低系统的信噪比。通过轮廓补偿电路产生的轮廓补偿信号和视频信号混合,得到补偿了的视频信号,从而使监视器的重显影像轮廓得以勾边。

4. 消隐混入与黑切割　预放器的视频信号中虽有消隐信号,但由于摄像管暗电流的影

响，在消隐期间仍有噪声和干扰，并对黑电平产生影响。可用钳位电路进行视频信号直流恢复后，视频信号有了黑电平基准。用混入消隐信号的方法对扫描逆程的消隐信号进行修正，消除扫描逆程期间摄像管暗电流等造成的黑电平失真。

5. 同步混入及输出　视频处理完成后，还要混入复合同步信号，与加消隐后的视频信号叠加，合成全电视信号，再经输出电路输出标准的全电视信号。

## 二、圆　消　隐

X线电视采用圆形光栅显示影像，为此设计了圆消隐电路产生脉冲信号，把场周期内每个行扫描脉冲对应圆形光栅以外的部分消隐掉，只得到中心亮，四周黑的圆形影像。圆消隐脉冲信号的宽度按零→逐渐变宽→最宽→逐渐变窄→变零的规律从上而下逐行变化。

产生圆消隐信号首先要把行推动信号变成一个64μs的行抛物波，把场推动信号变成一个20ms的场抛物波，然后用场抛物波对行抛物波进行调制合成，最后用一个施密特电路对调制波形进行幅度切割，即可输出圆消隐信号。共有三组混合、切割、输出，每组的切割电平不同（可调），以分别控制摄像机、监视器和取样圆的大小，并使监视器圆最大，摄像机圆次之，取样圆最小。取样圆是给AGC电路或IBS装置提供视频信号的比较电平的取样范围；摄像机圆消隐是给摄像管提供消隐信号，使摄像管在圆消隐范围外电子束不上靶；监视器圆消隐是给显像管提供圆消隐电平。信号的形成如图9-42所示，其切割示意图如图9-43所示。由图可知，切割线是一条直线，切割线上移时，行数减少，圆光栅变小；切割线下移时，行数增多，圆光栅变大。切割线的移动要通过改变施密特电路的工作点来实现。

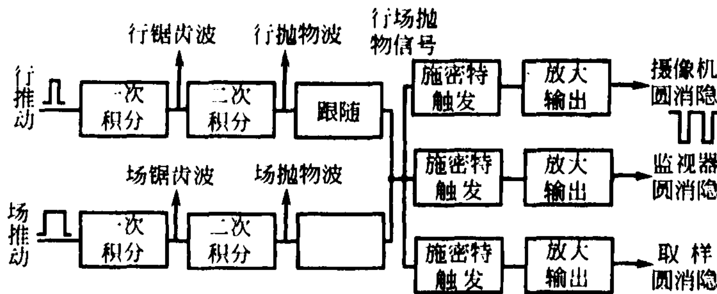



图9-42　圆消隐信号形成框图

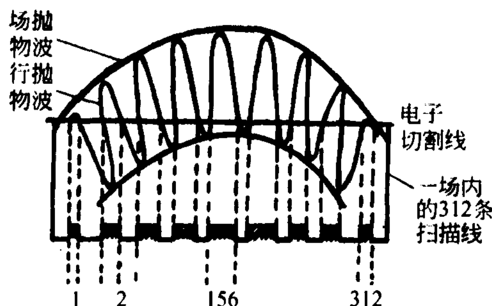



图9-43　切割示意图

另外，圆光栅的位移调整和影像的位移调整是不同的。圆光栅的位移调整是改变圆抛物波的直流电位来改变圆光栅的位置，而影像的位移调整是改变扫描锯齿波信号的直流成分使影像在圆光栅中心位置。

## 三、自动亮度控制

透视时，X线的吸收程度与被检体受检部位的密度、厚度有关，影像增强器的输出屏亮度随透视部位的改变而变化，将造成影像忽亮忽暗，给观察影像带来不便。为此，X线电视系统都采用自动亮度控制，其取样方式和控制方法因机型不同而不同。其原理都是当被透视部位密度、厚度变化时通过控制X线机的kV或mA等使影像增强器的输出亮度基本一致，达到稳定影像，方便观察的目的。

### （一）取样方式

1. *视频信号取样* 对没有进行自动增益（AGC）的视频信号取样，来实现自动亮度控制是常用的方法。一般有两种方法，即取整个视窗的亮度平均值和取视窗中心一定范围的亮度平均值。

全视窗视频取样反映的是整个影像的平均电平，它有时可能与感兴趣区的平均电平有较大差异，导致显示的影像层次变少。其取样原理如图9-44所示，将视频信号滤波后取出，使每场视频信号的直流电平与基准电平比较后送到控制装置。

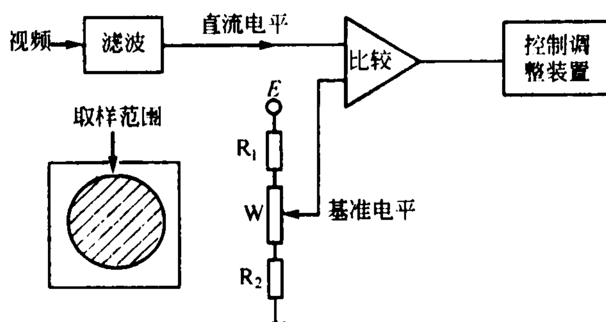



**图9-44 全视窗视频取样**

视窗中心一定范围视频取样时，只要把感兴趣区移至荧光屏中心，中心部分影像的平均电平和感兴趣区平均电平一致，显示的影像层次就会丰富。其取样原理如图9-45所示，首先要设定一个矩形取样范围，通过调节水平脉冲和垂直脉冲的宽度，可改变其大小。由门脉冲形成电路控制水平门、垂直门电路取样，并送至门电路，经滤波后的直流电平与基准电平比较后送到控制装置。

2. *光电倍增管取样* 利用光电倍增管的输出量进行自动亮度控制也较为常用。原理是在增强管和摄像机的光学通道内放置很小的反射镜，将增强管的输出光反射到光电倍增管的输入窗，光电倍增后输出光电流，经电流/电压转换，与基准电平比较后送到控制装置。

### （二）控制方法

1. *自动kV控制* 是用（一）中经比较器比较后输出的信号来控制kV。而kV的高低取

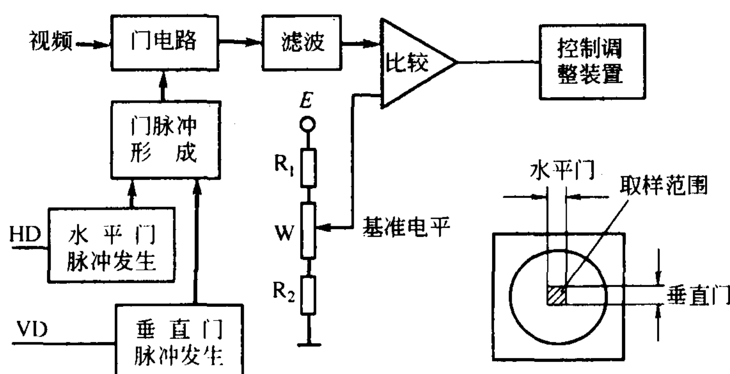



图 9-45 视窗中心视频取样

决于高压变压器初级的输入电压，只要有效控制高压初级的输入电压，就能得到所需的 kV 值。因此，通过上述的信号，经放大后控制伺服电机的正反转来调节自耦变压器的输出而改变高压初级的输入电压，达到改变 kV 从而改变亮度的目的。当亮度符合设定要求时，比较器无输出，电机无驱动信号停转，就停止了 kV 的调节。

该控制方法由于电路结构简单、控制灵敏、效果明显，已得到广泛应用。其不足是因 kV 改变，对影像的清晰度、信噪比有一定影响。

2. **自动 mA 控制** 是用(一)中经比较器比较后输出的信号来控制 X 线管的灯丝加热电压，来改变 mA。原理是通过改变晶闸管导通角的方法来改变 X 线管灯丝加热变压器的初级电压，从而改变次级电压，达到自动控制 mA 的目的。该方法的优点是当检查部位的厚度、密度变化时，能及时改变 X 线输出量。但当检查部位的厚度、密度变化较大时，由于 mA 应变不及时，反应相对迟钝，影响影像质量。故一般不再采用。

3. **自动 kV，自动 mA 联合控制** 这种控制是吸收了以上两种控制的优点，是一种比较理想的控制方法。即当检查部位的厚度、密度变化(增加)时，kV 自动变化(升高)的同时，mA 也自动变化(增大)。这样既不减少影像层次，又可降低噪声影响。但由于控制电路复杂，实际应用较少。

4. **自动光阑控制** 该方法是通过合理控制进入摄像管靶面的光通量，使监视器荧光屏上的影像亮度保持稳定。由于控制光阑变化的驱动力较小，可采用小型直流伺服电机带动。通过比较器输出的驱动信号来控制电机的正反转，带动光阑变大或变小，实现光通量的变化，达到影像亮度稳定的目的。

以上四种方法，目前应用最多的是自动 kV 控制的方法，下面以该方法为例，说明其工作原理。

**(三)自动 kV 控制**

是毫安(管电流)固定，改变千伏(管电压)以达到稳定影像亮度的一种方法。其原理是从视频通道采样输出一个直流信号电压，并与参考电压比较输出一个差动信号，控制驱动电机正、反转，而改变 X 线管的 kV 值，达到稳定影像亮度的目的。自动千伏控制的原理如图 9-46 所示。其电路主要由视频信号采样电路、比较器电路和电机驱动电路组成。

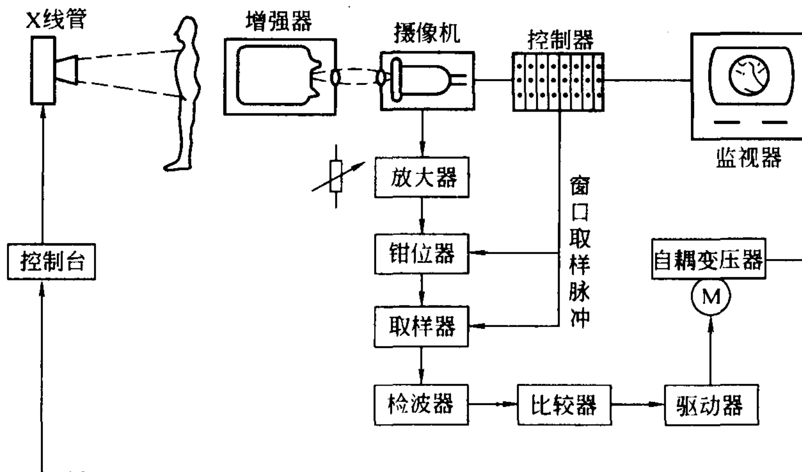



图 9-46 自动千伏控制原理框图

1. *视频信号采样电路* 是将摄像机输出的视频信号一部分经放大器放大，再经阻抗变换进行低阻抗输出，以满足钳位需要。钳位后的视频信号由控制门控制其取样范围，若在选择窗口范围内，控制门闭锁，视频信号经检波器转换成直流信号，放大后，送至比较器。

如图 9-47 所示，是一个视频信号采样与控制电压电路。三极管 $T_1$ 组成共基极放大器，对摄像机输出的视频信号进行放大，其输出幅值由电位器 $W_1$ 调整。放大后的视频信号经三极管 $T_2$ 阻抗变换，成为低阻抗输出，以满足钳位的需要。二极管 $D_1$ 对 $T_2$ 的输出信号进行钳位，电位器 $W_2$ 能调整钳位电平的高低。钳位后的视频信号经射随器 $T_3$ 输出。三极管 $T_4$ 的基极加有测试场控制脉冲（窗口脉冲），形成控制门。在测试窗口范围内，$T_4$ 截止，$T_3$ 输出的信号就是需要的视频信号。该信号经 $D_2$，$C_6$ 组成的峰值检波器转换为直流电压信号，经 $T_6$ 放大输出，送至比较器。输出的直流电压与一场时间内的视频信号的平均值成正比。$T_5$ 基极加有场消隐脉冲信号控制的泄漏门。一场扫描后，场消隐脉冲信号开启泄漏门使积存的信号电荷释放，避免了场与场之间信号电荷积累而产生的误差，实现了自动 kV 控制的逐场控制模式。

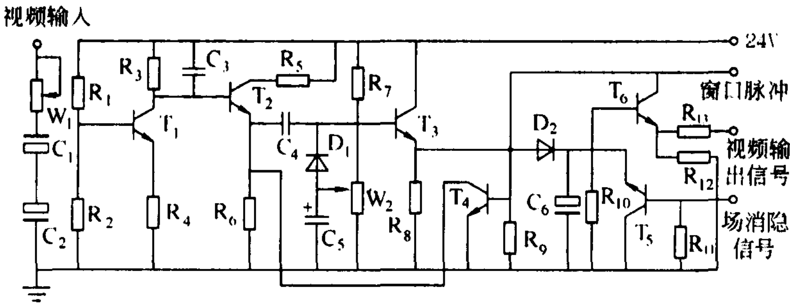



图 9-47 视频信号采样与控制电压电路

2. **比较器电路** 是一个差动放大器，它是通过视频信号采样电路输出的直流信号与固定的基准电压比较，以控制电机驱动电路的工作状态。

如图9-48(1)所示，是一个比较器电路。$E_1$是加在$T_8$基极的基准电压，$E_2$是与视频信号平均值成正比的直流信号电压，加在$T_7$的基极。该电路的原理是：①若$E_2<E_1$，表示影像亮度偏低，$T_7$截止，$T_7$集电极输出电压接近电源电压（约14V），此时$U_P=14V$，$U_Q=6V$；②若$E_2>E_1$，表示影像亮度偏高，$T_8$截止，$T_8$集电极输出电压接近电源电压（约14V），此时$U_P=6V$、$U_Q=14V$；③若$E_2=E_1$，表示影像亮度在需要的范围内（设定范围），$T_7$和$T_8$的基极电流相等、集电极电流也相等，此时$U_P=U_Q$。

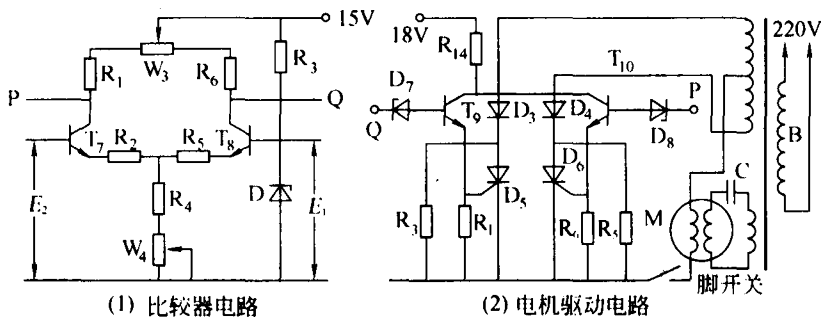



图9-48 比较器与电机驱动电路

3. **电机驱动电路** 由触发电路和供电电路组成。

如图9-48(2)所示，是一个电机驱动电路。伺服电机的控制绕组和激励绕组由同一个变压器的两个绕组供电。控制绕组的一端接变压器绕组的中心抽头，另一端则通过晶闸管$D_5$，$D_6$分别接该绕组不同极性电压的两端。激励绕组串接一个电容C，起移相作用。①影像亮度偏低时，$U_P=14V$，$U_Q=6V$，$D_8$击穿，提供基极电流使三极管$T_{10}$导通，触发晶闸管$D_6$导通，交流电源经$D_4$，$D_6$向控制绕组提供电压，电机得电，向管电压升高的方向转动（正转）；②影像亮度偏高时，$U_P=6V$，$U_Q=14V$，$D_7$击穿，提供基极电流使三极管$T_9$导通，触发晶闸管$D_5$导通，此时交流电源从变压器另一极性端子经$D_3$，$D_5$向控制绕组提供电压，电机得电，向管电压降低的方向转动（反转）；③影像亮度在设定范围时，$U_P=U_Q$，但均低于稳压管$D_7$，$D_8$的击穿电压，$D_5$，$D_6$均不导通，电机不得电，即管电压不需调整。

在比较器电路中，调节电位器$W_4$能改变死区范围的大小，$T_7$，$T_8$发射极电路中串联电阻$R_2$和$R_5$是为了降低比较器的灵敏度，相对增大死区范围，以避免伺服电机和自耦变压器碳轮动作过于频繁。

## 第六节 监 视 器

监视器是将电视信号还原成影像的部件。其主要构成是显像管及其附属电路，如图9-49所示。

监视器接收到的全电视信号经视频输入级放大后，一部分经视频放大、视频输出后送到显像管控制极，来调制电子束；另一部分送到同步分离电路，将复合同步信号分离，并经同步放大

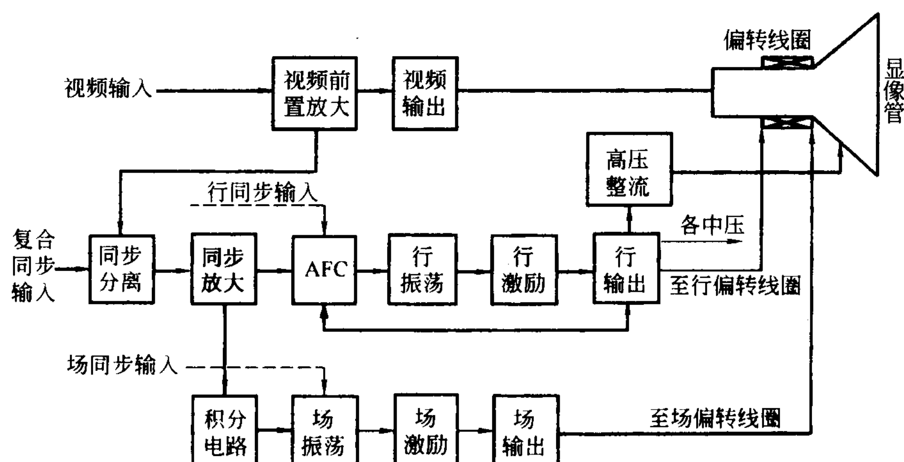



图 9-49 监视器方框图

后，一路经 AFC 电路控制行振荡频率；另一路进行场同步分离后，来控制场振荡频率。

行、场信号分别经激励、放大输出后，加给行、场偏转线圈，产生锯齿波电流，形成偏转磁场，使电子束进行行、场扫描。同时，送到控制极的视频信号，控制电子束流的大小，在荧光屏上使影像重显，完成电光转换。

## 一、显 像 管

显像管是大型真空电光转换器件，由电子枪、荧光屏和玻璃外壳组成，其结构如图 9-50 所示。外壳又分为管颈、锥体和屏幕三部分。

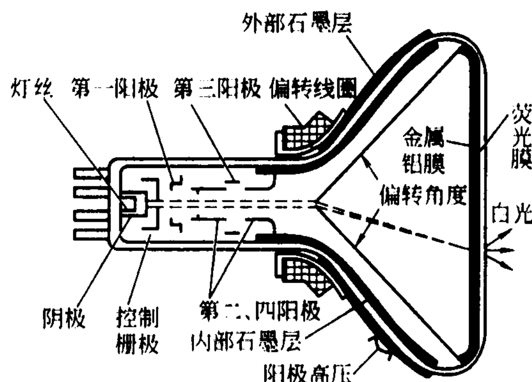



图 9-50 显像管结构示意图

### (一)电子枪

其功能和结构与摄像管的电子枪相似。阴极发射电子，控制极与阴极间的相对电位关系决定了电子束的流量。电子束流量大，荧光屏亮度高，反之亮度低。由此控制影像重现时每个

像素的亮度。阴极一般加有数十伏的负偏压；加速极加有约300V的正电压；聚焦极加有几百伏的可调电压；高压阳极加有十几千伏的高压。在锥体部玻璃的内侧涂有石墨层或铝层，外侧涂有石墨导电层，内层与高压阳极相连，外层接地，它们之间形成一只500～1 000μF的电容器供阳极高压整流滤波用。

**（二）荧光屏**

显像管屏面玻璃内是荧光层。屏幕略呈球面形（现已有纯平面形），宽高之比为4∶3。显像管的尺寸是指屏幕对角线的长度。荧光粉接受电子束轰击产生光亮。在荧光层的内侧有一层铝膜，它不影响电子束透过，并使荧光粉的发光都反射到输出面，且能阻止离子对荧光粉的损伤。铝膜与高压电极连接，带有高压。

## 二、偏转系统

**（一）偏转线圈**

包括行偏转线圈和场偏转线圈。行偏转线圈做成马鞍形，分上下两组套在显像管的颈底部，且并联使用。当锯齿波电流流过时，产生的垂直磁场使电子束完成水平方向的行扫描。场偏转线圈采用马鞍形或环形结构。国产机一般采用环形结构，线圈直接绕在喇叭形铁氧体磁环上，上下各一组，串联使用。当锯齿波电流流过时，产生水平磁场使电子束完成垂直方向的帧（场）扫描。偏转线圈的主要参数包括电感量、直流电阻、最大安匝数和偏转功率因数。在实际应用中要注意上述参数的选择。

**（二）中心位置偏转器**

由于生产显像管时电子枪的装配误差，使电子枪轴线和显像管轴线不重合，或者偏转线圈轴线与显像管轴线不重合，导致光栅中心不在荧光屏中心，出现光栅偏移，影响对影像的观察。上述第二个原因可通过调整偏转线圈来解决。第一个原因解决的方法只能是进行中心位置调节。中心位置偏转器是由套在管颈尾部的两片永久磁铁环片组成，利用其合成磁场调节光栅位置。但对于X线电视而言，都设有圆光栅中心位移调节，且位移范围较大。所以，偏转线圈后边的中心位置偏转器在X线电视中作用不大。

## 三、监视器电路

监视器电路主要包括视频通道、同步分离电路、扫描电路、电源电路等。如图9-49所示。

**（一）视频通道**

视频通道由视频输入级、视频放大级、视频中间放大及视频输出级组成。视频输入级通常采用共集电极放大电路。射随器输入阻抗高，在多个监视器使用时，可以降低传输电缆的反射损耗。利用射随器输出阻抗低的优点，在视频输入级和放大级之间接入对比度电位器，可获得较理想的阻抗匹配。对比度电位器阻抗大于射随器输出阻抗，不会影响射随器的跟随范围；而对于视频放大级，它的阻抗又很小，不会影响信号输出。对比度可连续调节到零，而且不会影响通道的幅频特性。输入信号通过射随器后分为两路，一路送至同步分离电路，另一路经对比度电位器送到视频放大级。视频放大级的输出信号要有一定的幅度，而且要保证一定的带宽。一般采用两级串联负反馈电路（负反馈对）。

视频中间放大级一般采用串联电流负反馈放大器。为了提高高频分量的放大倍数，展宽放大器的频带，发射极对地的电容取值很小，约80～120pF。该电容在低频段和中频段容抗很

大，可近似为开路。故放大器低、中频段增益仍然由发射极对地电阻的负反馈作用决定。在高频段，对地电容的容抗减小，起旁路分流作用，负反馈减弱，放大倍数增加，达到高频补偿的目的。视频输出级给显像管提供高电平视频信号，其主要特点是输出幅度大、通频带宽、暂态性能好。

**（二）同步分离电路**

其作用是将视频输入级送来的视频信号，分离出复合同步信号。由于同步信号的幅度比影像信号、消隐信号高出 25%，可以利用幅度分离法进行分离。然后再根据场同步信号（160$\mu$s）和行同步信号（4.7$\mu$s）脉冲宽度的不同，利用宽度分离法，从复合同步信号中将它们分离出来，并分别送到场、行扫描电路，完成同步功能。

根据场振荡电路的形式和状态，有时需将输入信号倒相和放大，因此加一级同步放大器。可以采用积分电路分离出场同步信号，主要是利用 RC 积分电路的时间常数足够大，从电容上输出信号的特点，场同步信号在电容上积分可以获得较高的电压，而行同步信号由于宽度窄来不及积分高电平就放电了，因此积分后的信号就把场同步和行同步分开了。行同步信号可以采用微分电路，利用的是 RC 微分电路的时间常数小，从电阻上输出信号的特点，分离出行同步信号。事实上，为了提高抗干扰性能和同步性能，各种电视均采用自动频率控制电路（AFC），不必把行同步信号分离出来，即直接将复合同步信号输送到 AFC 电路，AFC 电路送给行振荡电路的是直流信号。

**（三）扫描电路**

1. *场扫描电路*　其作用是给场偏转线圈提供使电子束垂直偏转的锯齿波电流；并且在场逆程期间，为了不出现回扫线，还应输出一个场回扫消隐信号，送至视频输出电路，以控制显像管的阴极电位，使回扫期间电子束截止。场扫描电路由场振荡、场激励、非线性补偿及场输出电路组成，如图 9-51 所示。

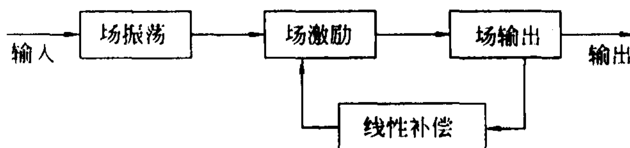



**图 9-51　场扫描电路方框图**

（1）场振荡电路：其作用是产生 50Hz 的锯齿波信号。其电路可由间歇振荡器或多谐振荡器、RC 积分电路组合而成。产生的锯齿波信号要有足够的幅度且正程线性好，振荡器还要能与场同步信号所同步。

（2）场激励电路：其作用是将场振荡电路输出的锯齿波信号进行放大和倒相，以满足场输出电路的激励要求。场激励电路对场输出波形还有一定的非线性补偿作用。场激励电路一般采用共集电极放大器，这种电路有深度负反馈，具有良好的线性、温度稳定性、通频带宽的特点，并且输入阻抗高，输出阻抗低，为振荡器和场输出级提供了良好的阻抗匹配。

（3）场输出电路：是一个甲类功率放大器，场偏转线圈是它的负载阻抗。且场偏转线圈只允许流过锯齿波形的交流，不允许流过直流，所以场输出电路要用变压器或电容器进行耦合，

以隔开直流。因电路的非线性、场输出管的非线性、扼流圈及耦合电容的影响，造成电路输出的锯齿波失真，所以必须进行非线性补偿，一般采用预失真的方法，即人为造成输入波形的反向失真，使它和电路中存在的失真相抵消，从而得到标准波形。

2. *行扫描电路* 其作用是向行偏转线圈提供线性锯齿波电流，完成电子束的水平扫描；还要向整机提供各种数值的电压；提供行消隐脉冲，使电子束行回扫期间截止，防止出现回扫线。其结构与场扫描电路类似，如图 9-52 所示。

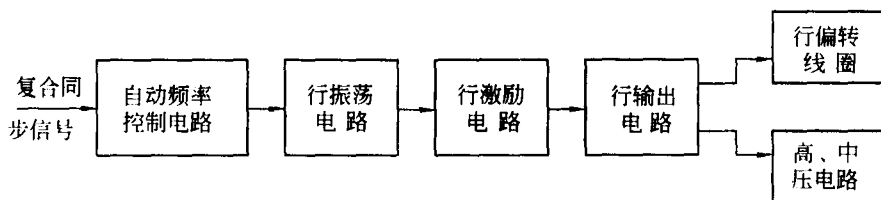



**图 9-52 行扫描电路方框图**

(1)AFC 电路：其作用是使行振荡信号和行同步信号同频率、同相位。AFC 电路是一个锁相环路系统，包括鉴相器、低通滤波器和压控振荡器三部分。输入鉴相器的信号是外来的同步信号和行输出级输出的逆程脉冲经积分后的比较信号。若两个信号同频同相，鉴相器无输出，行振荡按固有频率振荡。若不同频或不同相，则输出误差信号控制压控振荡器，调整振荡频率和相位，直至振荡信号和同步信号完全同频同相。低通滤波器的作用是抑制高频干扰、窄脉冲干扰和场同步干扰。

(2)行振荡电路：其作用是产生振荡频率为 15 625Hz，周期为 64$\mu$s 的脉冲信号，送给行激励级。行振荡电路可采用间歇振荡器或多谐振荡器。现多采用变形间歇振荡器，其优点是频率稳定性高、电路简单、调节方便等。

(3)行激励电路：其作用是为行输出级提供开关信号，使行输出管工作在饱和状态和截止状态。行激励电路输出信号的周期、宽度和幅度应根据输出级的要求确定，目的是使行输出管迅速进入饱和导通状态和截止状态，以便降低行输出管的功耗。行激励级是一个共射极开关电路，采用反极性激励，也工作在开关状态。

(4)行输出电路：也是共射极开关电路，利用阻尼二极管及 LC 并联谐振完成锯齿波电流的输出，完成电子束的水平扫描。由于偏转线圈直流电阻、输出管及阻尼管导通电阻等的存在引起行扫描的非线性。减小行扫描非线性的方法就是应减小损耗电阻，也可用磁饱和电抗器进行调整并采用自举升压电路。用 S 校正电容可解决由于显像管延伸性失真而使影像中部压缩的现象。行输出管截止时，由于行偏转线圈电感的作用，输出管集电极产生很高的脉冲，频率为15 625Hz，可很方便地进行升压，经整流滤波后获得显像管所需的高压及各种电压。

**(四)电源电路**

监视器对供电电源的稳定度要求很高，电源内阻应小于 0.1～0.3Ω。一般都是由串联型稳压电路显像管及有关电路供电。对显像管的供电基本上可分为灯丝电压、阳极中压和阳极高压三部分。灯丝电压直接由上述稳压电路供电，一般为 12V 供电，也有 6.3V 供电的。

阳极中压由行输出级逆程变压器的输出，经整流、滤波后获得，经多抽头电位器分压调整

后，加至各电极；阳极高压由行输出级逆程变压器的输出，经高压包升压、高压硅堆整流后得到，并加到显像管锥体的接口处且由高压帽封盖。

## 四、高清晰度电视概述

随着电视技术的发展，人们对影像清晰度的要求越来越高。近年来正在向高清晰度电视发展。随着数字技术、超大规模集成电路及信号处理技术的发展，新一代高清晰度电视的研究和开发已取得了很大的进步。

1. **现行电视系统的不足** 在电视系统中，我国采用625行、50场隔行扫描的电视标准，这种制式决定了组成影像的像素较大。造成影像垂直清晰度的下降和画面不纯净。特别是在X-TV系统中，从分辨能力上已不能满足临床的要求。

2. **高清晰度电视的特点** 为了提高影像清晰度，并随着数字技术的发展，在视频处理电路中采用数字技术处理信号，提高了模拟电路的性能，实现了逐行扫描和倍场(100HZ)扫描，以消除闪烁和提高影像质量。

新一代高清晰度电视在空间和时间方面都应具备更高的影像分辨率，不存在互串干扰，没有闪烁，且电视系统的技术性能必须与人眼的视觉特性相适应。主要通过增加扫描行数，扩展带宽来完成。

在医学上，通过高清晰度X-TV系统显示影像，便于更早地发现微小病灶，做到及时治疗。

3. **高清晰度电视技术及其发展** 目前，我国高清晰度电视系统的扫描行数是1 125，场频是50Hz，仍然采用隔行扫描。而我国数字电视的高清晰度显示格式为1 920×1 080，场频是50Hz的隔行扫描，而美国的高清晰度电视显示格式有1 920×1 080，场频是60Hz的隔行扫描；1 280×720，场频是60Hz的逐行扫描。

在X-TV系统方面，我国采用的是1 125/1 249行、50场、隔行扫描的高清晰度电视技术，是通过摄像管式摄像机以扫描的形式进行影像分解得到视频信号的。

由于CCD摄像机的出现，目前实用于医用X线电视设备的面阵CCD光敏单元数也只有40万～50万个，其成像属于标准模式。例如法国汤姆森产品采用752(H)×582(V)，日本东芝公司产品采用756(H)×581(V)等。但由于大规模集成电路技术的发展，高清晰度CCD摄像机，面阵CCD100万个光敏单元(1 024×1 024)的产品已经问世。由于CCD摄像机从取像素开始就以数字信号传送，有利于和计算机的连接，方便影像处理，可增设一些附加功能等，应用范围更广。因此，CCD摄像机式高清晰度电视正逐步取代摄像管式的高清晰度电视。

（山东医学高等专科学校　张佐成）

# 第10章 辅助装置

X线发生装置提供了X线发生条件，如何把X线方便地用于各种特定的需要，如透视、摄影和各种特殊检查，还需要各种辅助设备与之配合，组成各种专用X线机。本章介绍这些辅助装置。

## 第一节 X线管组件支持装置

### 一、功 能

X线管组件支持装置主要用于在X线摄影时把X线管组件夹持固定在一定位置，使X线管以一定距离和角度对摄影接受介质(胶片、IP暗盒，平板检测器等)进行曝光，并保证摄影时X线管处于稳定状态。

X线摄影中，根据不同部位和位置，要求X线中心线以不同角度和焦点一介质距离进行曝光。为了尽量减少移动病人，要求X线管能够做上下、左右和前后三方向移动，能绕X线管长轴、水平短轴转动。即要求X线管能有较大的活动范围和灵活的倾斜功能。这些都是在其组件支持装置夹持下实现的。

为了实现上述要求，最简单的组件支持装置由立柱、滑架、横臂和组件卡环组成。立柱是支持装置的主体，由轨道支扶保持直立状态。横臂近端由滑架支持并与立柱联系在一起，其末端设有X线管组件卡环。

横臂本身能做伸缩运动，滑架能带动横臂在立柱上做上下移动，立柱能沿支扶轨道移动，这样实现了X线管组件的三维移动。一般立柱移动范围大于300cm，滑架升降范围大于150cm，横臂伸缩范围大于24cm。有的立柱其横臂不伸缩，用于配合浮动床面摄影床，以保证X线中心线始终正对滤线器中心。

绕X线管长轴的转动由X线管组件在卡环中转动完成。该转动较少使用，没有指标规定。绕X线管水平短轴的转动由横臂绕自身长轴转动完成。要求转动范围在±90°以上。另一种转动是横臂绕立柱纵轴的转动，由横臂与滑架之间的转轴实现或由立柱整体自转实现。要求转动范围不小于±90°。

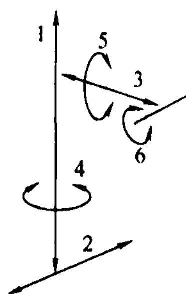


图10-1 X线管头支架活动示意图

综上所述，支持装置应具有携带X线管组件完成三维移动和三个转动的功能，如图10-1所示。六种活动都是手动，要求轻便、灵活。六种活动都有锁止机构，组件位置确定后由机构锁止，保证曝光过程中组件的稳固。

### 二、分 类

普通摄影用X线管支持装置分落地式、附着式、悬吊式三大类。落地式结构简单，安装方

便，使用最为广泛。附着式与摄影床组合为一体，结构紧凑，但功能受限。这两种支持装置简称作立柱。悬吊式不占地面位置，覆盖范围大，但价格贵、安装麻烦，只在机房内其他设备较多时采用。

**（一）落地式**

立柱是支架的主体，为方筒形、钢板结构，顶端设滑轮。X线管和滑架重量由位于立柱内的平衡砣平衡。立柱外设轨道，供滑架使用；内设轨道供平衡砣使用。由钢丝绳经滑轮联系滑架和平衡砣。

以支持轨道形式的不同又有天地轨和双地轨两种形式。

1. *天地轨* 立柱由一条地轨和一条天轨支持。立柱设延长杆，以适应天花板高度的不同。这种形式地面只有一条轨道，较为整洁。天轨不承重，只起支扶作用，安装不太复杂。是较多采用的轨道形式，如图 10-2(1)。

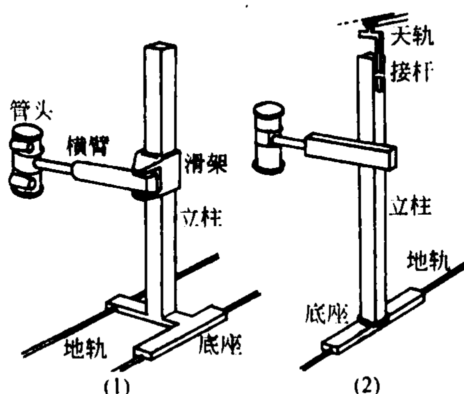



图 10-2 X线管头支持装置的地轨形式

2. *双地轨* 这种形式支持其稳定和移动的两条轨道都是地轨。两条轨道相隔一定距离，平行固定在地面上。优点是安装容易，缺点是地面多一条轨道，显得不够整洁，如图 10-2(2)。

**（二）附着式**

立柱由附着在摄影床侧面的轨道或转轴支持，所以较落地式更为紧凑，安装维修也方便。

1. *轨道附着式* 用于支持立柱的轨道附着在摄影床的侧面上，虽然立柱活动范围较小，但具有落地式立柱的各种功能，能完成日常摄影的绝大部分工作，还是很受欢迎。其外形见图 10-3 所示。

2. *转轴附着式* 这种立柱直接由转轴支持在摄影床的侧面，没有轨道，所以更为简洁。立柱能作一定角度的倾斜。横杆不能伸缩，也不能绕立柱转动，但可绕其自身长轴转动±90°以上。这些动作可满足倾斜角度摄影或与一定距离上的胸像架组合进行胸部摄影。立柱位于原始位置时中心线正对滤线器中心，尽管通用性较差，进行头颅、躯干部位的滤线器摄影操作方便。其外形见图 10-4 所示。

**（三）悬吊式**

天轨悬吊式X线管支架由固定在天花板或过梁上的天轨、移动横轨、滑架及伸缩吊架、横

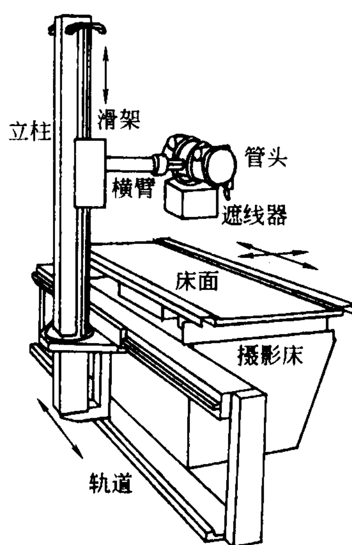



图 10-3 轨道附着式

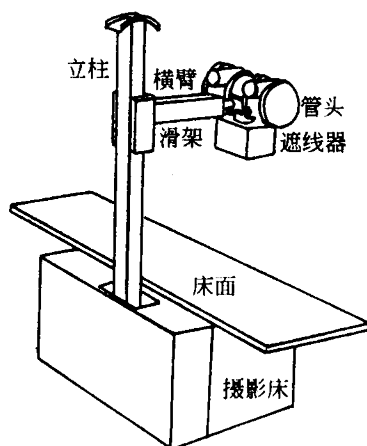



图 10-4 转轴附着式

臂和X线管组件卡环等组成。其外形见图 10-5 所示。横轨携带滑架和吊架在天轨上移动，范围在 200～300cm；滑架和吊架在横臂上移动，范围在 100～200cm；伸缩吊架携带 X 线管作上下移动，范围在 150cm 左右；这样形成 X 线管的三维移动。X 线管组件在卡环内的转动、横臂绕自身长轴的转动（大于±90°），横臂绕吊架纵轴的转动（360°），实现了 3 个转动。6 个运动均有缩止机构固定，X 线管组件位置角度确定后保持稳定。

伸缩吊架由多节组成。横臂、X 线管组件和吊架下节的重量由滑架上的弹簧或弹簧片的弹力平衡。调节弹簧弹力可以调整平衡重量范围。

整个吊架和 X 线管组件的重量都承担在天轨上，要求天轨水平、稳固。

吊架充分利用了机房的上部空间，使机房地面整洁宽敞，但价格相对较高。在对机房地面空间要求较高时采用。

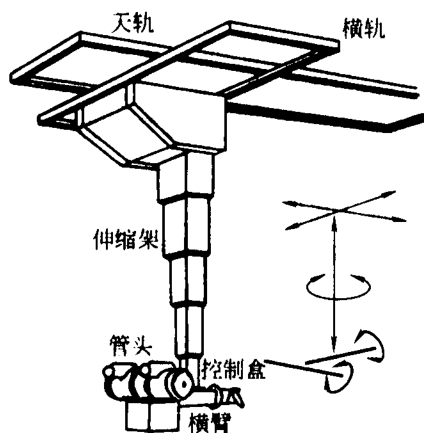



图 10-5 悬吊式 X 线管头支架

## 三、锁 止 器

X 线管组件及其支持装置的各种活动为操作者提供了使用的灵活性。但在 X 线管到达预定位置后必须使其固定下来，才能进行曝光。

完成对支架各部进行固定的装置称为锁止器。常用的锁止器有旋钮式、电磁式和弹力式。以磁力式应用较为广泛。后两种锁止器也用于后节摄影床浮动台面的固定。

(一)旋钮式

旋钮式是最简单的锁止器,常用于小型 X 线机各种活动部分的锁止。中各种支架 X 线管组件自身的旋转也使用旋钮锁止器。

旋钮式锁止器是在活动的一方设置旋钮,固定时转动旋钮使其顶紧前方的另一方,使双方固定到一起。松动旋钮恢复活动。其结构如图 10-6 所示。

(二)电磁式

其结构如图 10-7 所示。线圈通电时铁心被磁化,克服支架的弹力与对面部件上的钢质轨道吸合,使双方固定到一起实现锁止。断电后铁心失磁,在支架弹力作用下缩回,锁止解除。电磁锁止器使用低压直流供电,由控制盒集中控制。

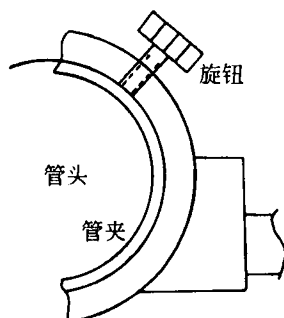



图 10-6 旋钮锁止器

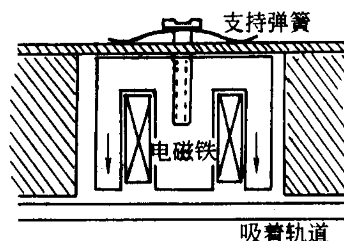



图 10-7 电磁铁锁止器

(三)弹力式

弹力式锁止器靠弹簧弹力实现锁止。顶销固定在相对移动的一方,顶销由弹簧推动顶向另一方,把双方锁止到一起。需要解锁时,用衔铁牵引顶销后退以恢复活动。其结构如图 10-8 所示。其特点是只有在解锁瞬间线圈通电,延长了锁止器的使用寿命。断电状态设备处于锁止状态,部件不会像电磁锁止器那样可能发生断电后部件自行滑动的现象。

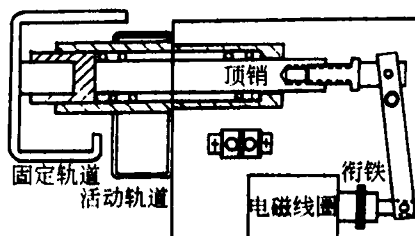



图 10-8 弹力锁止器

## 四、立柱控制盒

电磁或弹力锁止器的控制开关集中到一起,形成了立柱控制盒。这方便了操作。控制盒上同时设有 X 线管的倾销角度指示、X 线中心线光束指示等功能。一种控制盒的外形如图

10-9 所示。

X 线管的倾斜角度指示多采用重力式。重力式由面板的刻度、指针和与指针相连位于背面的重锤组成。角度指示器的外形如图 10-10 所示。

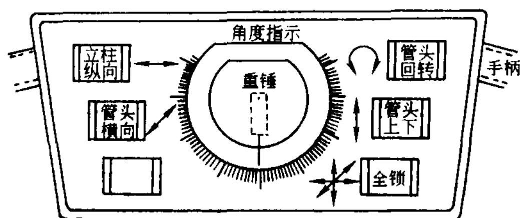



图 10-9 立柱控制盒面板

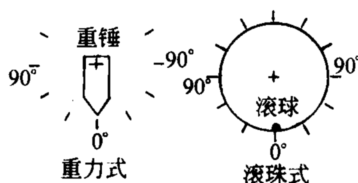



图 10-10 角度指示器示意图

# 第二节 遮 线 器

## 一、功 能

遮线器安装在 X 线管管套窗口，用以在 X 线检查中遮去不必要的原发射线，控制 X 线照射野的形状和大小，使病人接受 X 线照射的范围减到最小。

X 线自焦点发出向周围辐射，检查中使用的只是其中一个方向上的一束，并在管套窗口进行了初步限定，满足常用距离上最大照射野。照射野精确的形状、大小由遮线器进行控制。由于遮线板靠近焦点，较小的位移即可引起照射野的较大变化。

## 二、原 理

X 线自 X 线管焦点发出，向周围辐射。检查中使用的 X 线只是其中一个方向上的一束，由管套窗口射出。这束 X 线考虑到实际使用所需要的最大范围，不能在窗口过分限制，而是在窗口外加遮线器并通过遮线器进行控制。

遮线器就是利用可调空隙的铅板，遮去由窗口射出的不必要的原发射线，从而控制了射束的大小，改变实际使用的 X 线照射野。

X 线管焦点、铅板的位置和间隙与照射野之间的关系如图 10-11 所示。其间的尺寸比例关系是 $A/B=a/b$。其中 A 是焦点到铅板的距离，B 是焦点到胶片的距离。a 是铅板间隙大小，b 是照射野大小。一般 A 是固定的，B 对于特定部位通常也是固定的。这样即可根据 b 的要求得出 a 的大小。

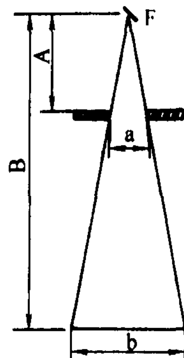



图 10-11 遮线器开口与照射野的关系

## 三、基本结构

遮线器根据其结构形式有多种类型，效果和用途也有所不同。

**(一)遮线板**

遮线板是在管套窗口附加一块开有一定尺寸的方或元孔的铅板,开孔位置以X线中心线为中心。这样,根据开孔的大小,就会在一定距离上得到一定范围的照射野。实用中一般备有多个在相同位置开有不同孔径的遮线板,供选择使用。这种遮线板在小型和手术X线机仍有使用。

**(二)活动遮线器**

为了使用中具有较大灵活性,出现了活动遮线器。它可以在任意距离上满足任意尺寸和长宽比例的照射野需要。遮线器由可调间距、正交排列、连续安置的两组铅板组成。每对铅板决定一个方向的照射野尺寸。调节两组铅板的开合程度,就改变了照射野的形状和大小。每一组铅板都是以中心线为轴对称开合的,如图10-12所示。

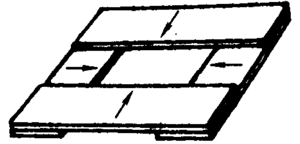


图10-12 活动遮线器

**(三)多层遮线器**

为了进一步改善遮线效果,出现了多层遮线器。多层遮线器具有相隔一定距离的两组遮线铅板。上下两组铅板具有相同的照射野。两组中同一方向上的两对铅板工作时同步活动,只是由于它们到焦点的距离不同,活动的幅度也不同。有的遮线器具有三组遮线铅板,效果更好。

为了吸收遮线铅板产生的散射线,在两组铅板之间设有吸收散射线的铅质方筒,可减少散射线向周围散射。遮线器的外壳也具有一定吸收散射线作用。

这类遮线器还在上口设有滤除软射线的滤过板更换机构。结构上有插槽式和转盘式。

**(四)可变圆形照射野遮线器**

为了适应增强器的使用,出现了可变圆形照射野遮线器。其具有类似照相机光圈的虹膜结构,但都是铅质叶片。在使用中可电动控制改变照射野直径大小。

这种遮线器结构复杂,价格高。在数字胃肠出现后出现了一种八角形照射野遮线器。其结构是在普通多层遮线器的基础上对四角进行遮挡,形成八角形照射野。这已经在很大程度上减少了病人接受的多余射线,结构简单,各大厂家都在采用。

## 四、分　类

现在使用的多为多层式活动遮线器。以驱动方式不同分为手动式和电动式。手动式多用于X线摄影,电动式多用于透视。

**(一)手动式**

直接以人工手动开闭遮线器的遮线铅板。摄影中使用者接近X线管组件,可直接操作。其操作方式有旋钮式和拨杆式。

用于X线摄影的遮线器内部还设有光源,模拟X线管焦点位置,用作照射野范围指示。

1. *灯光照射野指示*　其安置位置和指示原理如图10-13所示。用灯泡模拟焦点位置,灯光经镜面反射进入X线通道,经下组遮线板遮挡指示出照射野范围。

照射野指示灯设有定时关断的自动控制装置。开启后到达预定时间自动关断,以方便控制、延长灯泡寿命。自动关断装置有机械式和电子式。

指示灯多采用低压供电、卤素灯泡,100W左右。更换灯泡时要注意安装位置准确,不然会引起照射野指示误差。

2. 照射野预示　手动遮线器的旋钮或拨杆，在活动范围多设有位置指示，指示相应位置在不同距离上对应的照射野尺寸，如图 10-14 所示。

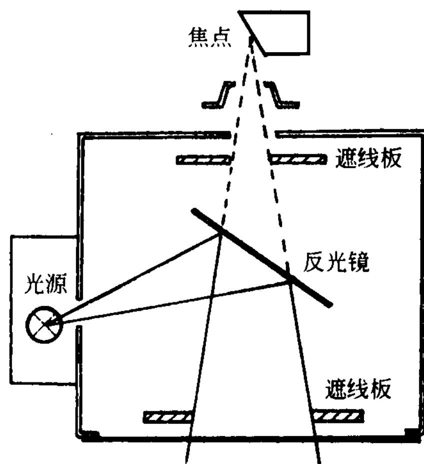



图 10-13　照射野指示灯原理图

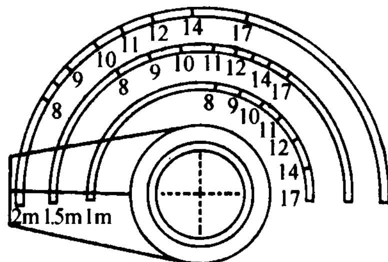



图 10-14　旋钮式照射野预示

熟练使用照射野预示，可在照射野指示灯开启之前就大致调准预定距离上照射野的大小，可减少开灯时间。

(二)电动式

多用于透视装置，便于远距离控制。对于遥控胃肠床更是必不可少的。

电动遮线器的结构与手动式基本相同，只是遮线板的移动是由低压、小型电机驱动的。控制电机的转动方向和动作时间，即可将照射野调节到所需范围。

伺服电机所采用低压直流微型电机。并在开、合极限位置设有限位开关，到达位置时自动断电以兹保护。

(三)自动式

全自动式遮线器是在电动式遮线器的基础上发展起来的。其基本结构与电动式相同，只是内部设有遮线板位置检测装置，外部设有控制电路板。用于适时摄影时自动将照射野调节到所选胶片和分割的形状、尺寸。

1. 透视检查时控制方式　全自动遮线器内部设有遮线板位置检测装置，随着控制杆的移动，遮线板作开闭动作，检测器送出检测信号。该信号与控制杆的位置信号相比较，不同时发出动作指令，相同时停止动作。

透视时遮线器的动作还受增强器视野选择、距离信号控制。对于多野影像增强器，随着视野的改变，信号馈送到控制电路板，对遮线板的动作进行控制，使照射野对应选择视野的外切四边形。手动控制只能在这个范围内受控。

焦点一接受介质距离的改变也设有检测器。检测信号会对遮线板的动作产生影响。在照射野控制信号上叠加有距离修正信号，当距离变近时，遮线板适当开大些；变远时适当关小些。这样，无论距离怎样变化，输入屏上照射野的大小基本保持不变。

2. 适时摄影时的控制方式　事先进行胶片规格、分割方式选择，这些信号即被馈送到控

制板。在摄影准备期间，遮线器即由受透视主要受照射野控制杆的信号控制，转换到受胶片规格及分割方式控制，并据此调整好。这样，在曝光时，照射野就会与所用胶片和分割方式的要求相符。距离修正信号会叠加进来对遮线板的控制产生影响。

有的摄影床，其暗盒托盘具有暗盒尺寸检测装置。在暗盒放置稳妥后会自动检测其各方向的尺寸。这些信号馈送到控制板，可直接对遮线器进行控制，免除了人工控制遮线器的麻烦。

3. **控制电路原理** 图 10-15 中 R 是控制杆电位器，r 是随遮线铅板移动的位置检测电位器，$R_x$是距离检测电位器。当 V 点电位高于 $V_s$，电机得电，带动遮线板向照射野扩大方向移动。至两点电位平衡时电机停止转动。当 V 点电位低于 $V_s$，电机得电，带动遮线板向照射野缩小方向移动。当距离变近时 $R_x$数值变小，电位器 R 上电压升高，V 点电位升高，使遮线板向扩大方向运动；反之，向缩小方向运动，使输入屏上照射野尺寸基本保持不变。

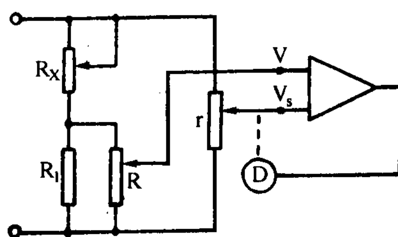



图 10-15 全自动遮线器电路原理图

# 第三节 滤 线 器

## 一、栅 板

### （一）功能

在较高千伏 X 线摄影中肢体接受照射时会产生散射线，呈随机方向辐射。当散乱射线作用于胶片时，会在照片上形成背景灰雾，这降低了 X 线照片的对比度。特别在厚部位摄影时更明显。滤线栅即用于滤除散射线，提高照片对比度。

### （二）结构

滤线栅外观为一厚 4～8mm 的平板。其内部结构为许多薄铅条向焦排列。相邻两铅条间用易被 X 线穿透的物质填充定位，并黏合到一起。填充物可以是木、纸或铝片等。板芯完成后在上下两面用薄铝板封装，形成滤线栅板。从栅板断面上看，所有铅条的排列都会聚到一点。从整个栅板看则有一条会聚线。栅板结构示意图见图 10-16。使用时栅板位于病人肢体与接受介质之间，X 线管焦点位于会聚线上，原发射线的辐射方向与铅条方向平行，会有最大透过机会。而散射线方向随机，大部分与铅条方向不平行，则被吸收。由此起动滤除散射线的作用。

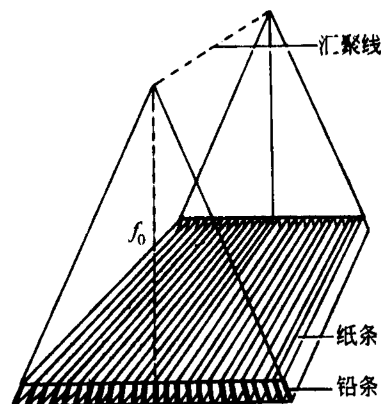



图 10-16 栅板结构示意图

### （三）规格

1. **焦距（$f_0$）** 指栅板铅条会聚线到栅板的垂直距离。常用的栅板焦距有 100mm，180mm 等。该指标表明栅板的使用距离，应选用 $f_0$与所使用焦点一介质距离相符的滤线栅板。

2. 栅比($R$) 指铅条高度与间隙之比。如图10-17所示，$R=\frac{b}{a}$。常用栅板栅比有8∶1，12∶1等。该规格表明滤线栅的滤线性能。比值越大，滤除散射线的效果越好。100千伏以下选用(8～10)∶1，100千伏以上选用(12～14)∶1。

3. 栅密度($N$) 即单位距离内的铅条数，条/cm。如图10-17中1/c。滤线栅品质指标之一。同样栅比的栅板，栅密度越大，栅板越薄，要求制作工艺越精密。当栅密度超过60线时人眼即看不出照片上铅条的影像。常用的栅板有28线、44线等。

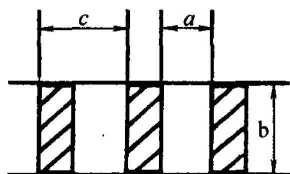


图10-17 规格示意图

## 二、活动滤线器

### (一)功能、原理

上述滤线栅可以直接使用，但在多照片上留下铅条的影像。特别在栅密度较低时，甚至会影响诊断观察。活动滤线器就是为解决这一问题而出现的。

其基本原理是在曝光时使铅板处于活动状态，从而将铅条影像被模除。这样，栅板即能起动滤除散射线的作用，又没有影像留在照片上，是X线摄影的一大进步。在数字摄影，即使栅密度超过60线，经过边缘增强处理，铅条影像还是可以显现，所以活动滤线器的作用又被看重。

### (二)基本结构

活动滤线器由栅板、驱动装置、暗盒托盘和框架组成。所用栅板尺寸较大，以适应较大尺寸的暗盒横竖放置使用。栅板设安装框，以便更换栅板。栅板框具有滑轮和活动轨道。托盘用于夹持暗盒并使之定位于滤线器中心。驱动装置是活动滤线器的核心。其驱动栅板按特定方式运动，并在适当时间接通曝光。要求从开设驱动到接通曝光的时间尽量短、曝光开设时刻栅板的运动速度尽量大，栅板的运动时间要长于最大曝光时间，曝光过程中栅板不能有停顿。

### (三)类型

以栅板驱动方式的不同，活动滤线器有振荡式、电机式。

1. 电机式 栅板由小型电机带动，沿轨道移动。可以由一侧移向另一侧，也可以作往复运动。常见有偏心式、往复式和突轮式。

(1)偏心式：栅板本身设有滑轮和轨道，由电机带动偏心轮转动，偏心轮带动连杆拖动栅板作往复运动，如图10-18所示。这种驱动方式的优点是结构简单，活动时间可以无限长，其缺点是栅板活动轨迹是正弦线，转换方向不够迅速，如图10-19(1)所示。如果曝光时间较短且恰在此时，照片上可能会有铅条影像。尽管如此，因其结构简单，占空间小，仍有较多使用，如在适时摄影装置。

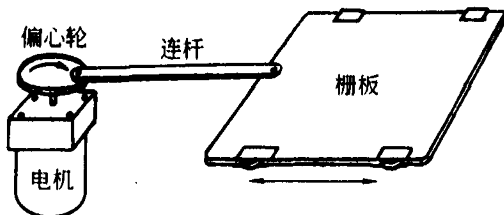


图10-18 偏心式活动滤线器

(2)往复式：启动前栅板由弹簧拉向一侧，启动曝光时电机得电，带动栅板克服拉力移向另一侧，开始移动后曝光触点接通曝光电路。栅板移动到对侧时电机换向，栅板在电机和弹簧拉

力共同作用下向回运动。回至一定程度，如曝光信号仍未撤消，电机再次换向带动栅板向对侧移动。如此往返，直至曝光信号撤消，电机失电，栅板在弹簧作用下回至起始位置。

这种运动方式栅板的运动轨迹接近于锯齿波，如图 10-19(2)所示。轨迹表明，栅板在任何时间基本保持相同运动速度，曝光于 A 点开始。因无其他操作，滤线器无论在什么方位都能正常工作，有较多采用。

(3)凸轮式：栅板由弹簧拉向一侧，并由异形突轮限位。图 10-20 是管状异形突轮展开图。电机经变速后带动突轮转动。在曝光预备阶段突轮转动，克服弹簧拉力把栅板推向另一侧，停止于 A 位。曝光启动后突轮开始转动，使栅板沿其预定边缘以特定速度曲线在弹簧拉力作用下向回滑行，曝光于 B 点开始。栅板于开始阶段移动速度较快，逐渐减慢。全部移动时间大于 X 线机最长曝光时间。

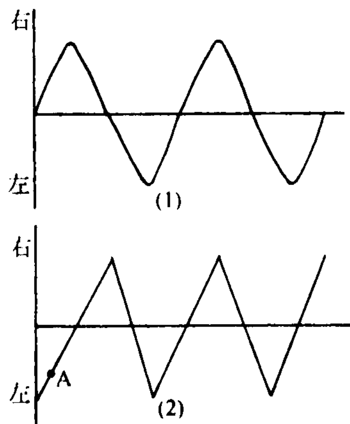



图 10-19　活动滤线器栅板运动轨迹

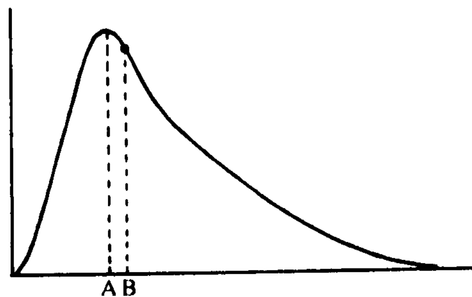



图 10-20　凸轮式活动滤线器栅板运动轨迹

2. 振荡式　这种形式的滤线栅板由四个弹簧片支撑悬浮。当栅板受外力作用活动后即在簧片支撑下做往复减幅振荡，直至停止。其典型结构如图 10-21 所示。根据启动方式又有储能一释放式和触动式。

(1)触动式：在曝光信号发出后线圈瞬间得电，栅板被触动，开始振荡并接通曝光。该方式结构简单，缺点是线圈得电吸引衔铁的振荡可能会影响病人。

(2)储能一释放式：这种方式是在曝光前使栅板在磁力或人力作用下移向一侧(储能)。曝光信号发出后栅板被释放，开始往复振荡，并在振荡开始后接通曝光。栅板运动轨迹如图 10-22 所示。栅板进入储能状态的方式有以下几种。

①手动式：曝光前人力将栅板拉向一侧，曝光信号发出后电磁线圈得电，使栅板脱扣并开始振荡，同时接通曝光。该方式简单可靠，但增加操作手续。

②电磁吸引式：在曝光预备阶段电磁线圈得电，吸

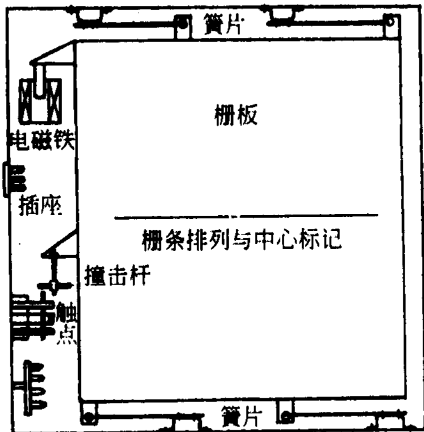



图 10-21　减幅振动式滤线器结构示意图

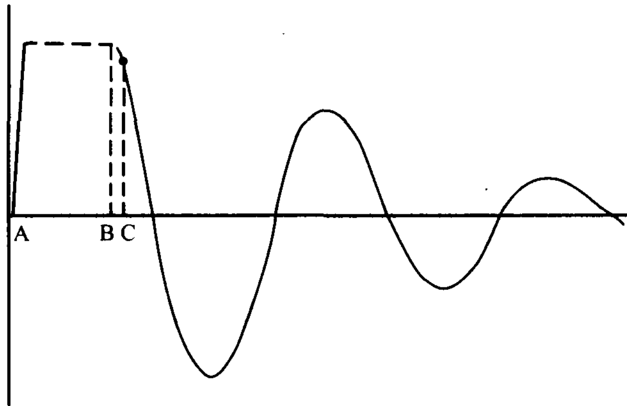



图 10-22 储能-释放式活动滤线器栅板活动轨迹图

动连接栅板的衔铁，将栅板拉向一侧储能。曝光信号发出后线圈失电，栅板被释放而开始振荡并接通曝光。该方式的优点是无附加操作手续，缺点同触动式。

③提前储能式：是电磁吸引式的改进型，开机后即进入储能阶段。曝光信号发出后线圈失电，栅板被释放，开始振荡并接通曝光，消除了吸引栅板的冲击声对病人的影响。

## 第四节　滤线器摄影台

使用活动滤线器摄影时，病人肢体不能置于滤线栅板上。实用的方式是将滤线器安装在专用检查台下方。

### 一、卧式滤线器摄影台

卧式滤线器摄影台有固定台面和活动台面两种。

1. 固定台面式　其外形恰似一张简单的平床，故也称滤线器摄影床。台面边框同时也是滤线器的移动轨道。滤线器在轴承支撑下可在轨道中沿台面长轴移动。滤线器安装时其栅板铅条方向与台面长轴一致。为了减少摄影中肢体影像放大和半影对照片质量的影响，要求滤线器与台面尽量靠近。方法之一是作为轨道的边框尽量减薄，之二是采用凹形台面。设计好的能达到 50mm 以下。凹形台面断面如图 10-23 所示。

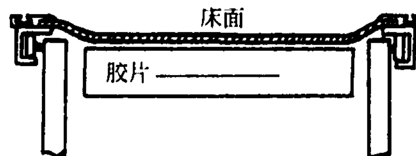



图 10-23 凹形床面断面图

台面用具有一定承重能力、密度均匀、易透 X 线的材料制作。常用有胶合木板、酚醛聚板和有机玻璃。台面正中标有台面中线，其与滤线栅中心（暗盒托盘中心，滤线栅板活动范围中

心)重合。

2. *活动台面式* 滤线器摄影台的台面能沿自身长轴移动一定范围。有的还能沿横轴移动一定范围,则称为浮动台面。台面活动或浮动,在X线摄影中中心线对正胶片中心后,修正病人位置时可籍台面的移动实现,从而减少了对病人的搬动,减少了病人的痛苦,提高了工作效率。

台面的浮动使得台面到胶片平面距离尽量小的要求难度增加(较固定台面摄影床)。希望该距离能达70mm以下。

## 二、立位滤线器摄影架

有些部位摄影需要病人取立位,又需要使用滤线器,如胸部摄影、看肾下垂等。为此专门设计了立位滤线器摄影架。其基本形式是滤线器加护板后直立安放,由专用立柱支持,并设有轨道和平衡砣,可上下移动。护板不承重,较轻薄。有的设计滤线器能翻转至水平状态,并可在任意角度固定下来。还有的滤线器能在本身平面旋转±180°,更增加了使用的灵活性。外形如图10-24所示。

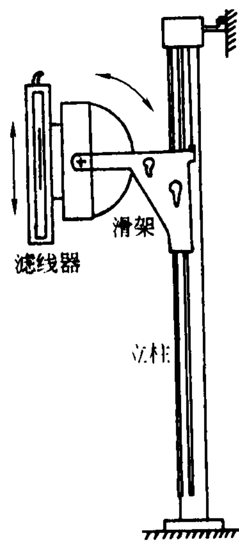



图10-24 立式滤线器示意图

立位滤线器摄影架的出现使胸部高千伏X线摄影质量明显提高。

为了适应胸部摄影使用,其托盘的暗盒夹持方式有向心定位型和向上边缘定位型。后者靠弹簧将暗盒提升靠近托盘上缘,左右的中心要人为定位。

## 三、对置支架

对置支架能兼用于垂直位和水平位滤线器摄影,可以方便的在两种位置间转换。

对置支架由专用立柱支持,上下滑架上安置一较大的直臂。X线管组件和活动滤线器在直臂两端对称安置,并可在直臂轨道上相向移动,所以称作对置支架。外形如图10-25所示。支架携带X线管和滤线器可在立柱上做升降运动,并可在滑架上做-45°~+180°转动。

X线管和滤线器在支架上可同时作靠近或远离移动。两者距离可在90~200cm范围间调节使用。直臂水平位置时,整体升降,可方便地用于胸部摄影;直立状态时,配合移动平床可做滤线器卧位摄影。为了适应X线中心线倾斜角度摄影,滤线器可在支架上做±30°~45°倾斜,倾斜后X线中心线仍正对胶片中心。为了胸部摄影时中心线不致太低,有的产品其X线管组件可在支架上横向移动一定距离。所有这些移动、转动,在位置确定后都可由旋钮固定下来。也有的采用电磁锁止器,实现集中控制。

在使用滤线器摄影时,X线中心线总是正对滤线器中心的。对置支架的结构符合这一要求,且简单多用途,所以很受欢迎。特别在数字X线摄影平板探测器实用后这种支架得到较多使用。

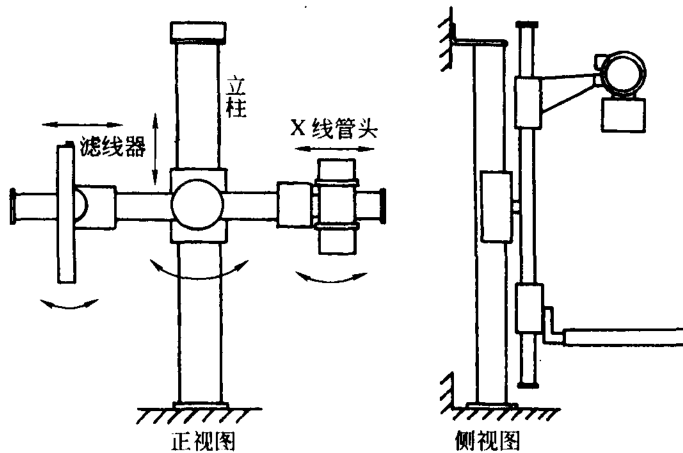



图 10-25 对置支架结构示意图

## 第五节 纵向体层摄影装置

体层摄影是摄取人体内某一平面上一定厚度的一层组织影像的摄影方法。所摄取的照片影像排除了层面上下其他组织的遮挡、重叠，仅显示预定层面组织的影像。可以对人体脏器逐层进行摄影，提供人体内部不同层面结构的影像。特别对纵隔、肺、骨骼等，在CT问世之前，是惟一能提供人体层面图像的X线检查方法。

随着CT技术的迅速发展，能提供各方向平面的图像，传统体层摄影使用逐渐减少。但一种数字合成体层成像（digital tomosynthesis）又在发展中，这为体层成像技术注入了新的生机。这里概要说明体层成像的基本原理和结构。

### 一、基本原理

在普通X线摄影中，要得到肢体的清晰影像，必须在曝光中使X线管、肢体和接受介质保持严格固定。有一个因素产生晃动影像即模糊。体层摄影就利用了这一基本原理，使指定层在曝光中与X线管、接受介质保持相对静止关系，所以能得到其清晰影像。指定层外组织与X线管、接受介质相对运动，所以被抹除。

实际体层摄影是这样实现的：在曝光过程中，X线管、接受介质在连杆带动下，绕相当于人体指定层面高度的轴心做反方向匀速协调运动。这样，相当于转动轴心高度且始终与接受介质平行的那一层组织，在接受介质上的投影点始终保持相对固定，放大量始终一致，就能在介质上清晰成像。其他层面上组织的投影点不能保持固定，而被抹除。这一相对协调运动称作体层运动。

在整个体层运动中，X线管、转轴和接受介质中心必须时刻保持直线关系，这要靠连杆的刚性来保证。另外，焦点至转轴和转轴至接受介质中心的距离之比必须保持相等，以保证指定层影像在接受介质上有始终一定的放大量。这叫做体层摄影的直线定则和定比定则，是体层

成像的基本原则。

如图 10-26，图中 O 为转动支点，与其同高且与接受介质平行的平面是指定层面。当 X 线管在 A 点时指定层内对应 O 点的组织投影于介质中心 P 点。位于指定层上方的 C 点投影于 P 点右方的 D 点。经过连杆带动下的相对移动，X 线管移动到 A'点，接受介质中心移动到 P'点，指定层内对应 O 点的组织仍然投影于介质中心，而指定层上方的 C 点此时投影于介质中心左方的 E 点。即经过体层运动，C 点的投影从介质中心的右侧移动到左侧，所以被模糊了。指定层内各点因在胶片上都有固定投影点而清晰成像。

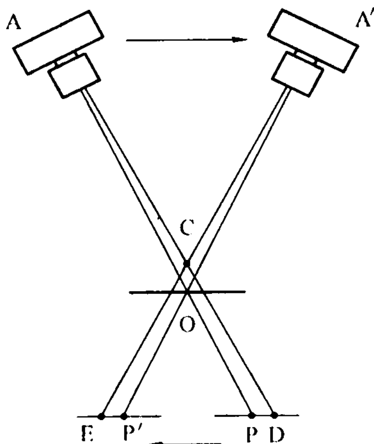



图 10-26 体层成像图解

## 二、体层摄影装置

1. *简易体层装置* 在滤线器摄影台上附加体层摄影附件即可构成简易体层装置。附件包括层高调整器、连杆和 X 线管支架驱动装置。

(1)层高调整器固定在摄影床旁，调节层高调整器转轴中心的高度就改变了指定层面的高度。

(2)连杆一端固定于 X 线管支架的横臂，经层高调整器(转动轴心)联系到滤线器。

(3)曝光时驱动装置带动 X 线管支架移动，由连杆拨动滤线器向相反方向移动。连杆保证了 X 线管、转轴中心和胶片中心在体层运动中的固定关系。X 线在体层运动速度较均匀的一段进行曝光。所以连杆摆动的角度要大于实际曝光角度。

2. *专用体层摄影装置* 上述简易装置可以以直线轨迹实现体层成像。在 20 世纪 60～80 年代，是体层摄影使用的巅峰时期。还有专用体层摄影装置。可以发生直线、圆、椭圆、内圆摆线、螺旋线轨迹，可使层外组织影像抹除更彻底，则体层成像更清晰。

3. *虚拟体层成像结构* 有的摄影系统其 X 线管悬吊支架和滤线器均为电动，可精确控制其运动速度和相对位置，两者虽然没有刚性连接，可以形成虚拟体层成像结构。在 X 线管运动速度一定的情况下，控制接受介质的运动速度和位置就可改变层高。

有的遥控胃肠床其 X 线管支架可倾斜±45°，满足体层运动条件。利用这一倾斜和点片架的移动，精确控制 X 线管和接受介质的运动速度和相对位置关系，可形成体层成像功能。

## 三、体层成像的几个基本概念

1. 曝光角　指体层摄影曝光期间，X线中心线以转动支点为顶点形成的夹角。或曝光期间连杆摆过的角度。

2. 体层厚度　曝光角固定时，离指定层越远层面上组织在成像介质上投影的移动量越大，被抹除的越彻底。最后在照片上成像的是指定层附近一薄层组织的X线像。该薄层组织的厚度即为体层厚度。其他层面上组织的影像被抹除而形成均匀的背景密度。

指定层外一定距离上的组织，其影像被抹除的程度与曝光角有关。曝光角越大其被抹除的程度越大。即照片上清晰影像所对应的组织厚度随曝光角的增大而变薄。

3. 体层运动轨迹　曝光中X线管焦点的移动平面的投影，叫做体层运动轨迹。当连杆在平面内摆动时，X线管焦点也在该平面内移动，其运动轨迹必然是一条直线。当连杆以立体角运动时，焦点运动轨迹可能是圆、椭圆、内圆摆线等。具有两种以上运动轨迹的体层摄影装置称作多轨迹体层装置。上述体层附件只能形成直线轨迹，其他轨迹只能由专用体层摄影床实现。

## 四、数字合成体层成像

数字合成体层成像是在传统体层摄影的几何原理基础上，结合现代数字图像处理技术研发的新型体层成像方法。在传统体层摄影中，X线源与探测器(一般为屏胶系统)围绕支点做同步相向运动，得到受检体在过支点、且与胶片平行层面的较清晰图像。数字合成X线体层成像的进步之处在于通过一次体层运动过程，获取有限角度内多个不同投影角度下的小剂量投影数据，利用计算机进行图像处理，可回顾性重建任意深度层面的图像。其成像原理见图10-27。

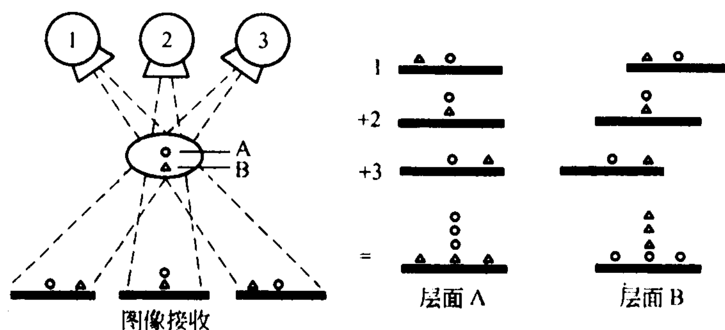



图10-27　数字合成体层成像原理图

数字合成体层成像具有辐射剂量小，设备简单，易与普通X线设备融合，可显示3D信息等特点。并能够实现CT，MR不能进行的一些特殊体位的检查。但受采样率的限制，图像质量达不到CT的标准，可作为常规X线检查的一项辅助断层手段。

# 第六节　诊　视　床

诊视床是为满足胃肠透视的需要而设计的一种专用设备。

## 一、基本构成和功能

### (一)基本构成

近控式诊视床由床体、适时摄影装置及重量平衡系统、动力及其传动系统三部分组成，如图 10-28 所示。近控式诊视床现在仅配套于中型 X 线机。

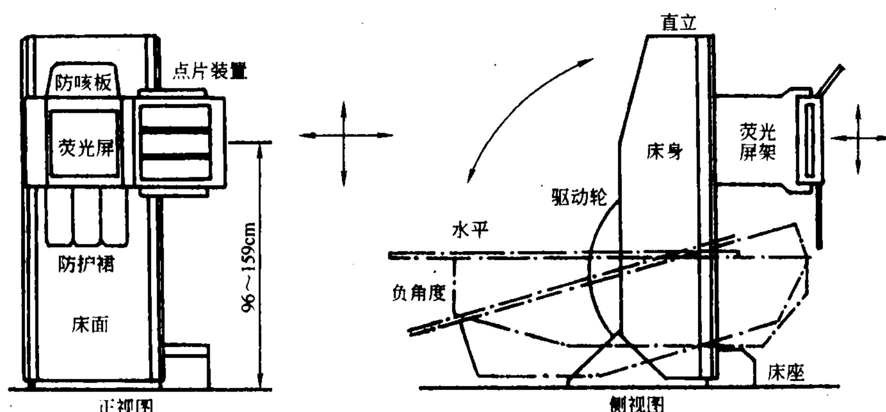



图 10-28 诊视床结构及功能示意图

1. *床体* 床体由底座、床身和床面组成。底座是床体的基础，床身是诊视床实现各种功能的主体。床面承担病人重量，带动病人移动。

2. *适时摄影装置* 设有透视观察介质和胶片输送系统，用于透视和适时摄影。点片装置由滑动支架支持，可与 X 线管同步移动。

3. *动力系统* 这类诊视床有两套动力系统。一是床身回转动力及传动系统，多用单相或三相电机，经变速由卧轮卧杆或齿轮组成；二是床面移动动力及传动系统多用单相电机经变速由链条传动。

### (二)基本功能

1. *床身立卧功能* 为适应胃肠透视检查各种体位的需要，一般诊视床床身能在直立(+90°)、水平和负角度(≥－25°)范围内绕底座上的支轴回转。能停止于任意角度。在直立位、水平位和最大负角度位设有限位开关，床身到位后自动停止运转。

2. *床面移动功能* 大多数诊视床的床面能沿中线方向移动一定范围，床身处于直立位时可带动病人做升降运动。较好的还能做横向移动。这些作为点片架移动范围的补充，扩大了覆盖面

床面活动范围一般头端 30～50cm，足端 20～30cm，左右 24cm。在极限位置设限位开关，床面到位后自动停止。

3. *X 线管和点片架的移动* 近控式诊视床 X 线管安置在床面下方，床面上方为适时摄影装置，两者经床侧面的专用支架联系到一起，同步上下左右移动。适时摄影装置本身还能作压迫向移动，以尽量接近病人。该三维移动均具有锁止机构。

诊视床于床面下可设滤线器，不作透视时点片装置与X线管脱离固定关系移开，暴露出床面，滤线器以床框作为轨道移动，与立柱X线管配合可进行滤线器摄影。

**(三)适时摄影装置的平衡方式**

诊视床使用中，要手动移动点片装置较进行透视扫描检查。这需要对其重量进行平衡才能用较小力量进行移动。

诊视床位于水平位时，点片装置的压迫向移动需要重力平衡。床身位于直立位时，点片装置及其压迫向平衡砣、点片装置及其支架、X线管都要进行重力平衡。

1. **外平衡式** 该方式无论床身位于直立或水平位，外平衡都能对点片装置的重量进行平衡。平衡系统由天轨、传动轮、钢丝绳和平衡砣等组成，如图10-29所示。对滑架的平衡在床身内部。该方式诊视床结构简单，但安装工作较为复杂。钢丝绳的行走和平衡砣的移动都会给工作带来不便。只在中型X线机使用。

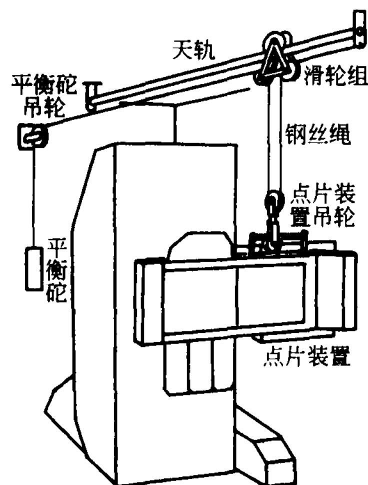



**图10-29 外平衡诊视床结构示意图**

2. **内平衡式** 各种方向起作用的平衡砣都设在床身内部。水平位对点片装置进行平衡的平衡砣设在其支架中。直立位时对整个成像链部件重量进行平衡的平衡砣设在床身侧面，如图10-30所示。

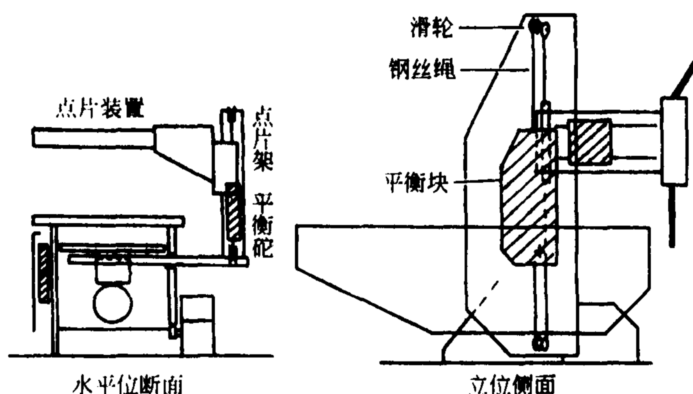



**图10-30 内平衡诊视床结构示意图**

3. **复合平衡式** 水平位对点片装置进行平衡是经过钢丝绳将其重量传输到床身侧面用于直立位平衡的平衡砣中，其一部分重量用于床身水平时对点片装置的平衡。该部分平衡砣无论床身处于什么位置都对点片架起平衡作用，如图10-31所示。

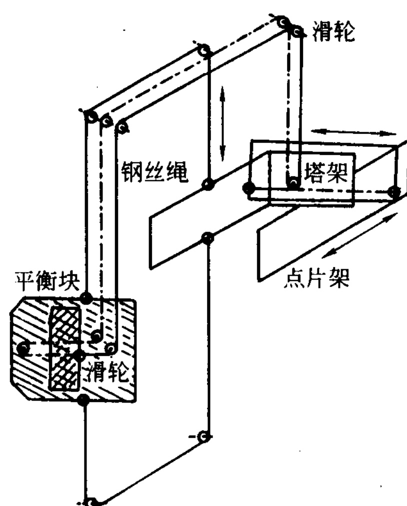



图 10-31 复合平衡诊视床结构示意图

## 二、适时摄影装置

适时摄影装置又称点片装置，安置在诊视床的专用支架上。是透视观察介质的载体，并可在透视中进行适时摄影。

**(一)功能**

适时摄影装置具备方便地进行透视和适时摄影两种功能。适时摄影是把透视中认为病症最具代表性的时刻和方位抓拍下来，以兹会诊和日后对照使用。适时摄影装置由专用支架支持，使观察介质与台下 X 线管保持准直并联动，一起作二维扫描。

准备摄影时，应能迅速将胶片送入曝光区，即透视观察介质的前方，并与透视视野同中心。这样，就范围来讲透视所见即所拍。因胃肠道是蠕动器官，某些病症仅在瞬间表现出来，要求从透视到摄影的转换时间尽量短。从摄影角度，透视对摄影起定位和病症观察作用；从透视角度，摄影是典型瞬间和方位的记录。点片装置就是两种功能的有机组合体。

**(二)结构**

适时摄影装置由主框架、观察介质安置框、摄影用储片区、送片系统、控制盘、滤线器、遮线板、压迫器、防咳板、防护帘等组成。外形如图 10-32 所示。

1. *观察介质* 指荧光板、影像增强器或平板探测器。较大尺寸的增强器需要专设天轨悬吊系统。适时摄影装置首先安排透视观察介质的位置，方便透视观察、操作。

荧光板是最传统的观察介质。其结构如图 10-33 所示。图中 1 为背面护板，2 为荧光纸，3 为铅玻璃，周边封框合为一体。荧光纸是其主要部件，多发黄绿色荧光。铅玻璃用以吸收透过荧光纸的残余射线，保护医生不受照射，应具有 1.5mm 铅当量。

2. *送片系统* 用于把等候在储片区的胶片暗盒适时送入荧光屏前方进行摄影，有手动和电动两种。能适用多种规格的片盒，并能对某些规格进行分割曝光。送片系统应与透视互不影响。透视时暗盒不会受到照射，送片系统的存在不会影响透视。

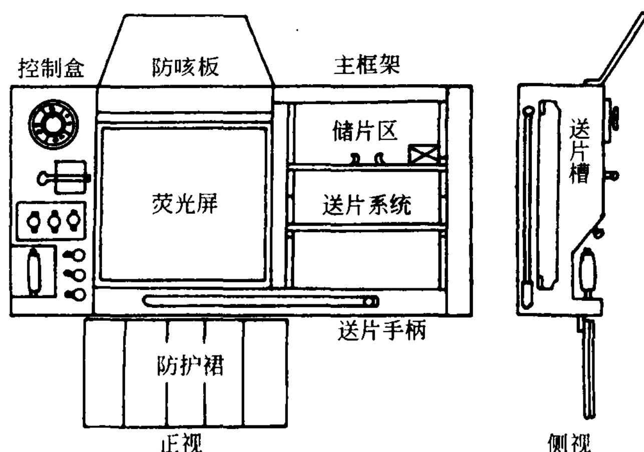



图 10-32 适时摄影装置外形图

电动送片系统可自动定位、接通曝光、返回、分割换位。有皮带式和曲轴式两种传送方式，有正面和端侧两种装片形式。

3. 控制盘 是透视检查中对有关匀速和参数进行集中控制的组件。包括床身转动、床面移动、点片架控制和锁止、遮线器、胶片分割、滤线栅和压迫器的选用、室内照明控制等。有的还设有摄影条件、对讲信号联系等控制等。

4. 分割遮线板 在对胶片进行分割摄影时为了使每幅影像的边缘整齐，除遮线器要作相应调整外在暗盒的前方还要用铅质隔板进行遮挡，以使一张照片上几幅影像互补影响。有的装置遮线板是一套独立系统，与分割方式选择机构联动，有的则与压迫器组合到一起，分割摄影时要使用相应规格的压迫器。

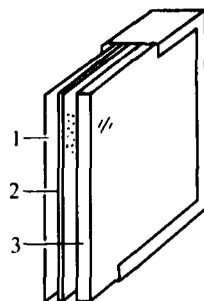



图 10-33 荧光屏构造图

5. 滤线栅 为了提高透视和摄影的清晰度，有的在曝光区设有滤线栅。有固定式和活动式。有的设有轨道，不用时可拉出。

## 三、遥控诊视床

诊视床的所有动作都可电动控制。由于 X 线电视系统可以把图像传送到一定距离外，这为操作人员脱离辐射现场提高了关键条件。遥控床有以下多种方式。

### (一)床下 X 线管式

这种遥控床基本上保持了普通诊视床的传统格式。X 线管位于台下，适时摄影装置位于台上。只是其三维活动和锁止全部实现了电动和遥控。适时摄影的送片和分割也都是电动进行，使用电动或全自动遮线器。这就是初期的遥控床。

适时摄影装置位于台上，摄影时胶片可以靠病人很近。这样影像放大量小，图像清晰。但要求适时摄影装置要时刻保持与病人的近距离。实际上要移动就不能靠的太近。这要医生随时注意控制。这类遥控床的外形如图 10-34 所示。

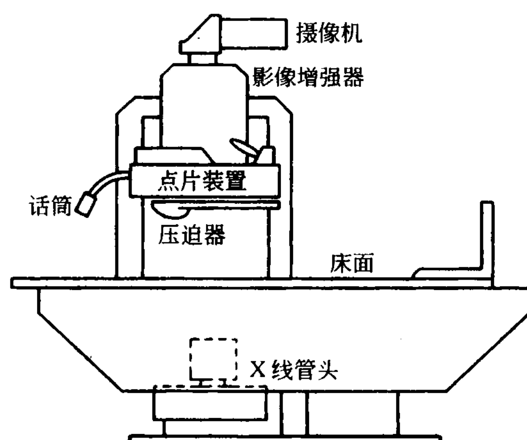



图 10-34　床下 X 线管式遥控床

(二)床上 X 线管式

遥控床使用增强电视系统观察图像,对接受介质的位置没有特殊要求。点片装置送片系统实现电动,对点片装置的位置也无特殊要求。把 X 线管置于台上,点片装置和增强器置于台下是一种很好的方式,如图 10-35 所示。

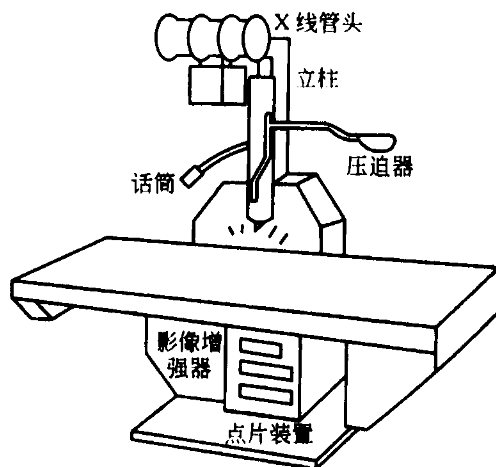



图 10-35　床上 X 线管式遥控床

笨重的点片装置和增强器置于台下在结构上容易处理,使遥控床显得紧凑,稳定性提高。床上只有 X 线管,显得空间开阔、没有压抑感,病人活动方便、观察扫描和转体也方便,病人总是靠近台面不必关系远离点片装置问题。还可方便地进行普通 X 线摄影。压迫器要单独设置。现在使用的遥控床大多采用这种方式。

台上 X 线管遥控床的适时使用装置不能横向移动,对病人的扫描观察主要靠床面带动病人移动完成。床面一般能向左右各移动 12cm,长轴能向头侧移动 60～80cm,向足侧移动20～

30cm。为了减少床面对信息X线的衰减，床面常使用炭素纤维增强塑料材料。

遥控床身转动范围较大，多为+90°～0°～-45°，有的直至-90°。有的遥控床其X线管支架能做倾斜动作(在±30°～45°间调节)和伸缩动作(在FFD=100～150cm间调节)。这些功能使用机会很少，有的是为兼做X线摄影而设计，除非专门需要不必选用。

**(三)遥控床的适时摄影装置**

遥控床的点片装置皆为电动式，有暗盒式和片库式两种。

暗盒式与普通诊视床端侧装片式点片装置基本相似。装入一个暗盒，进入储片区；点片完毕，取出暗盒进行胶片处理。

片库式适时摄影装置在胶片装卸、传送时只对胶片本身进行操作。该方式适于较大工作量情况。装置由储片盒、胶片传送结构、增感屏及其动作机构和受片盒等组成。

储片盒一般可一次装入50张同一规格的胶片。工作时吸盘从储片盒中取出一张胶片送入传送机构，胶片被送至等待位置处于张开的增感屏之间。点片命令发出后增感屏夹紧胶片按预定分割方案传送到曝光位置进行曝光。然后，增感屏退出并分开，胶片被传送至受片盒。如分割尚未完成，则胶片退至等待位置等待下一次使用。受片盒能容纳50～100张胶片，待所有病人检查完毕，取下受片盒对胶片进行暗室处理。

有的装置可同时装有两个不同尺寸胶片的暗盒，供选择使用，受片盒是共用的。无暗盒送片系统的结构和传片路径如图10-36所示。

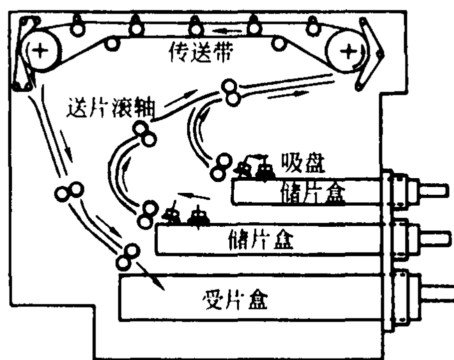



**图10-36 无暗盒送片系统示意图**

数字胃肠的应用使得点片装置的使用逐渐减少，特别是即将到来的平板探测器数字胃肠将彻底使之退出使用。

## 四、摇 篮 床

摇篮床也是一种遥控床。出具备遥控床的全部功能外，其床面能带动病人转动，并可停止于任意角度。在病人不动的情况下，X线管和点片装置也可同步绕病人转动，以任意方向进行透视。典型产品如图10-37所示。

由于摇篮床具备了这些功能，对于过滤性检查，可编制程序，使床面转动、床身倾斜、点片装置动作、点片摄影等有机地按时间顺序排好，自动顺序执行。

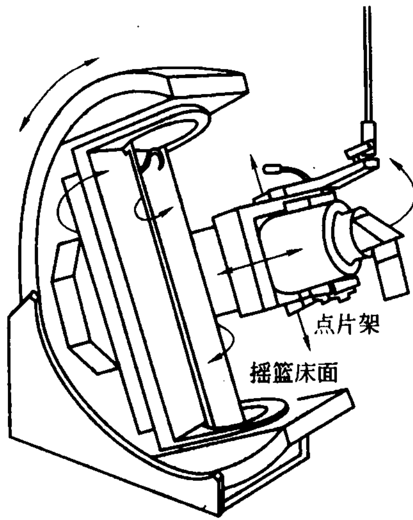



图 10-37　摇篮床外形图

（山东省医学影像学研究所　秦维昌）

# 第 11 章　专用 X 线机的配置

各种用途的 X 线机由适当容量、复合专门要求的通用或专用 X 线发生装置和专用辅助装置组成。要求配置适当才能既方便工作，又不致冗余。

## 第一节　摄影 X 线机

摄影专用 X 线机由通用 X 线主机和滤线器摄影床、立位滤线器、X 线管支架等组成。

### 一、对主机要求

1. **容量**　要求 X 线发生器容量在 30～50kW 之间。

2. **参数调节范围**

(1)千伏调节：40～150kV。胸部摄影和较厚部位的摄影都要求使用较高千伏，要求主机最高千伏达到 150kV，不能低于 125kV。

(2)mA 调节：10～500mA。对数级数递进。

(3)曝光时间：0.01～5s。对数级数递进。

(4)技术选择：具有 3 种以上。

3. **特殊功能**　计算机控制条件存储、条件计算、容量保护。自动曝光量控制装置(选配)。

4. **X 线管**　功率与主机容量大致相当，30～50kW；阳极热容量大于 200kHU；焦点小 0.6～1.2，放大摄影机要求配用焦点小于 0.3。

### 二、对摄影专用装置的要求

1. **立柱**　要求立柱动作灵活，性能稳定，活动范围大。锁止可靠。

2. **摄影床**

(1)浮动床面：要求床面活动范围大、灵活。病人上下方便，操作灵活。床面材料吸收 X 线少，以碳素纤维为好，其次是有机玻璃、层合木板等。

(2)床面到暗盒托盘距离近：要求在 4～6cm 间，以减少放大失真和半影的影响。

(3)活动滤线栅：栅比 $R=(8\sim10):1$，半径 $f_0=100$cm，栅密度 $N>40$L/cm。托盘夹持暗盒稳定，操作方便。

(4)栅板要求：栅密度 $N>60$L/cm 时，在屏胶系统栅条影像不影响诊断，可以直接固定使用。但在数字系统，经后处理会使栅条影像明显，即使 $N>60$L/cm 也要活动。

3. **立位摄影架**

(1)活动：要求滤线器上下活动灵活，平衡适当，锁止可靠。必要时要求能翻转到水平位。

(2)活动滤线栅：胸部摄影使用高千伏，所以要求滤线栅栅比 $R=(12\sim14):1$，半径 $f_0=180$cm，栅密度 $N>40$L/cm。

# 第二节 胃肠X线机

胃肠专用X线机由通用X线主机和遥控诊视床、增强电视系统组成。遥控式诊视床仅适于工作量小、设备少的综合医院。

## 一、对主机要求

1. 容量 一般在30～50kW。

2. 参数调节范围

(1)千伏调节:40～150 kV,要求主机最高千伏达到150kV,不能低于125kV。

(2)mA调节:10～500mA,对数级数递进。

(3)曝光时间:0.01～5s,对数级数递进。

(4)透视千伏调节:40～125 kV。

(5)透视mA调节:0.3～5mA。

3. 特殊功能

(1)具有透视自动亮度控制功能,随体厚变化自动变化透视条件。

(2)点片千伏根据透视条件自动转换,mA程序选择,自动曝光量控制。

4. X线管 X线管的代表容量在30～80kW;阳极热容量200～300kHU;管套有过热保护,附冷却风扇。

## 二、对检查床的要求

1. 遥控诊视床 胃肠专用床大多采用遥控方式,配增强电视系统。

2. 床身立卧转动 水平,+90°,-20°～-45°。

3. 床水平位时移动 床面能向头端移动≥60cm,向足端移动≥20cm,左右移动≥24cm。或床面固定、X线管能沿诊视床长轴移动相应范围。

4. 自动遮线器 遮线器可以自动控制照射野,也可切换为手控。在透视时照射野固定为增强器输入屏,距离变化自动修正;由透视转换到点片时自动调整为所用胶片尺寸,距离变化、分割变化自动修正。

5. 电动点片功能 片盒式或片库式适时摄影系统,控制分割用遮线板自动控制。

6. 增强电视系统 增强器输入屏为9″或12″,电视摄影机光学镜头孔径要大,光路或电视系统具有自动亮度控制检测信号输出。

7. 局部压迫功能 自动进入和退出照射野,压力适当。

8. 通话功能 我国遥控诊视床采用完全封闭隔室方式。通话设施是必需的。

9. 辅助功能选择 X线管距离调整、立柱倾斜功能、体层功能、床身-90°倾斜等,根据医院开展工作情况,不作为必选要求。

## 三、数字胃肠

由X线主机和遥控诊视床、增强电视系统、数字点片系统等组成。要求如下:

1. 主机 主机功率在50～80kW,最高千伏150kV,具有自动剂量控制功能。

2. X线管 其代表容量在50～100kW,400kHU以上。管套有过热保护,附冷却风扇。

3. 遥控诊视床 要求同前,不必追求点片系统的形式,数字设备的故障率低,胶片点片使用很少。有的数字胃肠床甚至省去了点片系统。

4. 转换介质 使用12″(或14″)影像增强器,高清晰度电视系统,摄像机镜头具有电动光圈。最新的数字胃肠床采用平板检测器作为接受介质采集动态及静态图像,取代了增强电视系统。

5. 数字点片系统 采用$512^2$～1 $024^2$矩阵,8～12bit;透视采集;连续点片采集速度5～10帧/s(控制使用),10～25mAs/帧;电动光圈自动控制高信噪比采集;磁盘容量大,后处理功能丰富,操作方便;高亮度、自适应、黑屏监视器,帧频≥70Hz,标准Dicom接口,连接激光相机。

6. 脉冲透视 管电流20mA左右,2～5ms,电动快门高信噪比采集;可达25幅/s,12幅/s,6幅/s,3幅/s,2幅/s,1幅/s。下一幅图像到来之前上一幅图像一直显示。

7. 最后图像保持 抬起脚闸,此前的最后一幅图像保留在屏幕上,下一幅图像到来之前该图像一直显示。

8. 半剂量透视 采用标准透视mA值的一半透视,在图像质量要求不严格时使用。

正确使用6～8项三种功能,可减少病人辐射剂量,降低X线管消耗。

## 第三节 泌尿X线机

泌尿专用机由通用X线主机和泌尿专用床组成,配有增强电视系统。

### 一、对主机要求

1. 容量 一般在50kW。

2. 参数调节范围 同胃肠机。

3. 自动亮度控制功能 具有透视自动亮度控制功能,随体厚变化自动变化透视条件。

4. 曝光参数 点片千伏根据透视条件自动转换,mA程序选择,自动曝光量控制。

5. X线管 X线管的代表容量在30～80kW;阳极热容量200～300kHU;管套有过热保护,附冷却风扇。

### 二、对检查床的要求

1. 遥控诊视床 泌尿专用床可以遥控和近控,床身能立卧转动:+90°,水平,－20°～－45°。以适合泌尿系检查时的各种需要。

2. 电视系统 配用12″以上影像增强器、X线电视系统。光路或电视系统具有亮度信号输出。

3. 床面(或X线管)移动 床立位时,床面(或X线管)上下移动≥80cm、左右移动≥24cm。

4. 自动遮线器 在透视时照射野固定为增强器输入屏,可切换为手控距,距离变化自动修正;由透视转换到点片时自动由增强器尺寸切换到所用胶片尺寸,距离变化、分割变化自动修正。

5. 电动适时摄影功能 一般配用片盒式适时摄影系统,能自动用遮光板控制分割方式。

6. **其他** 设有通话功能。

## 第四节 口腔科X线机

口腔科专用机包括牙片机和口腔全景机两种。

### 一、牙科X线机

牙科X线机指摄取单个牙齿X线照片的专用X线机。由专用X线发生系统和伸缩支架组成。

X线发生系统输出功率很小，为0.5～1kW，采用组合机头方式。其照射野很小，采用指向性强的遮线筒，直接对准受检部位。控制台很简单，管电压调节范围50～80kV，10～15mA。所用条件分为门齿、犬齿和臼齿，选择所摄牙齿的按钮，曝光条件也就设定完成。有的设备其kV和mA都是固定的，只有时间可调，以适应不同牙齿摄影时调整需要。

机头由可伸缩、升降的曲臂支持，可在一定范围内在任意高度和方位定位下来。这样，在病人体位固定后，仅移动机头就可对任意牙齿进行合理方向的摄影。外形如图11-1所示。曲臂由两节或三节组成。曲臂可安装在专用立柱上，也可固定在墙壁上。有的组合到牙科治疗台上，在进行口腔检查时可随时进行X线摄影。

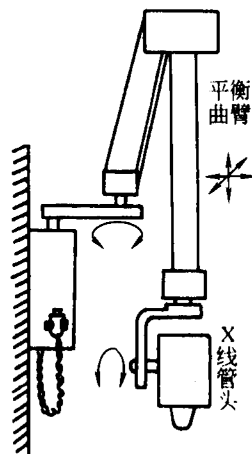


图11-1 牙科X线机

### 二、口腔全景X线机

口腔全景X线摄影是将呈曲面分布的颌部展开排列在一张照片上的X线摄影方法。

口腔全景X线机由专用X线发生系统和专用旋转支架组成。病人固定后机头和片盒在绕病人转动中进行摄影，可摄取病人颌部的展开像。

专用X线发生系统采用组合机头，以下介绍其成像原理。

如图11-2所示，$O_1$，$O_2$为两个等圆，它们以相反方向等角速度转动。X线以贯穿$O_1$，$O_2$方向辐射，则$O_1$圆上A点在$O_2$圆上有固定投影点B。两点在一定范围内同步转动、保持相对静止。$O_1$圆上其他点在$O_2$圆上没有固定投影点，均不能成像。推广之，在两圆同步转动中，$O_1$圆上每一点在接近$O_2$圆时都有机会在其上有固定投影点。

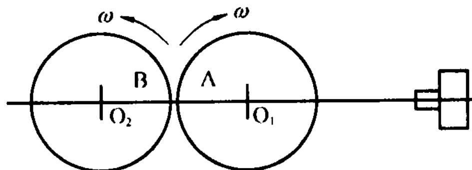


图11-2 口腔全景摄影原理图

如图 11-3 所示，设颌部基本呈半圆形，并位于 $O_1$ 位置。把胶片弯成半圆形置于 $O_2$ 位置，X 线管不动，病人和胶片按箭头方向同步转动，就能在照片上得到颌部的展开像。为了排除其他部位投影在胶片上的影响，在颌部与胶片之间设置铅版狭缝，使胶片只有在转过狭缝期间曝光，与狭缝同步转过狭缝的部位被投影，即摄取了病人颌部的展开像。

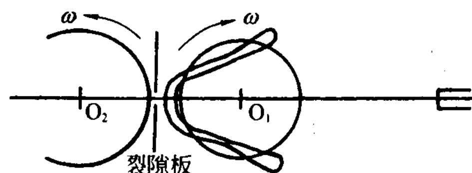



图 11-3　口腔全景 X 线示意图

实际使用中是病人不动，X 线源和胶片一起绕病人，以 $O_1$ 为轴转动。其结果与上述情况相同，这比移动病人任意获得稳定的投影。

专用支架携带组合机头和胶片转动范围大于 240°。旋转总成能升降移动，以适应不同高度的病人。适应中病人头部被固定，双手握住把手，机架在转动中曝光，片盒以同样角速度自传。也有的暗盒是平板形，在曝光期间按一定线速度从曝光狭缝后方经过。同样可摄取颌部展开像。

图 11-4 口腔全景 X 线机外形示意图。组合机头对面远端是头颅测量用摄影组件。

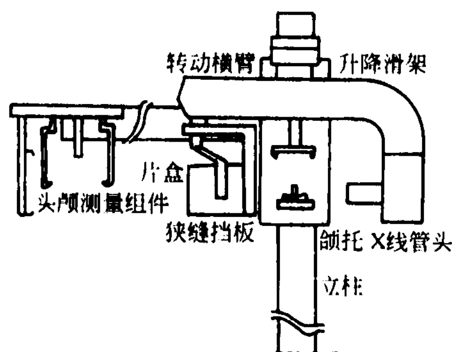



图 11-4　口腔全景 X 线机外形图

## 第五节　乳腺 X 线机

乳腺专用机用于女性乳腺作 X 线摄影，由专用 X 线系统、专用支架构成。

乳腺摄影机的特点是：使用钼靶 X 线管，其原子序数是 42；管电压使用范围低，20～

35kV。钼靶X线管在这样条件下产生的X线是能量较低、波长较长的软X线。波长约在0.063～0.071nm间，这种软X线正适用于软组织摄影。乳腺摄影机X线发生器的容量为5～10kW，

专用支架安装有X线管组件(组合机头)和暗盒托盘，并设有乳腺压迫板。现在数字摄影逐渐代替屏一胶系统，暗盒托盘可安置CR暗盒。平板乳腺摄影机也正在推广中，乳腺摄影专用平板探测器将替代暗盒托盘位置。摄影时病人取立位，支架可旋转，以适应不同方位摄影。

一种环形支架因其独特功能受到重视，它可以在病人稍前倾状态下摄影，有利于扩大乳腺的摄取范围，工作人员可以在正面进行操作，更准确、方便。

乳腺压迫器用于压迫和固定位置。穿刺定位器也安装在支架上，在摄影后作穿刺取活检和病灶标记定位用。外形如图11-5所示。

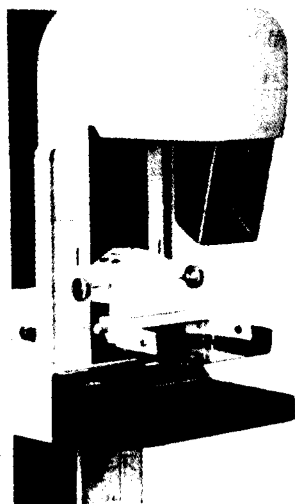


图11-5 乳腺X线机

# 第六节 移动X线机

## 一、手术专用机

手术专用X线机主要用于透视下骨折复位、手术内固定，取异物等。要求体积较小，能移动，动作灵活，能调出各种角度适应不动的病人。由专用X线发生系统和专用移动支架组成，并配有X线影像增强电视系统。

设备以透视为主，主机功率5kW左右，最大90kV。多采用逆变式发生器、组合机头方式。要求体积小、重量轻，适应手术中各种方位透视需要。专用机配有影像增强器和X线电视系统。主要用于透视，也有简单的摄影功能。

其专用支架为固定在移动车上的C形臂。C形臂可做升降、前后移动、左右摆动和绕病人长轴转动。C形臂两端分别支持着组合机头和影像增强器，两者保持准直关系，无论C形臂如何转动照射野不会偏移，位于C形臂中心的部位始终在视野中心。俗称“小C形臂”。外形如图11-6所示。

## 二、床边摄影机

床边摄影机用于病房、急症室、手术室等病人不能搬移时的X线摄影。其特点一是流动性；二是对电源要求不高。

床边机专用X线发生系统主机对电源质量要求不高，采用电容充放电方式或逆变方式，125kV，10～30kW。要求曝光参数控制尽量接近普通摄影机。逆变技术也用于床边摄影机。

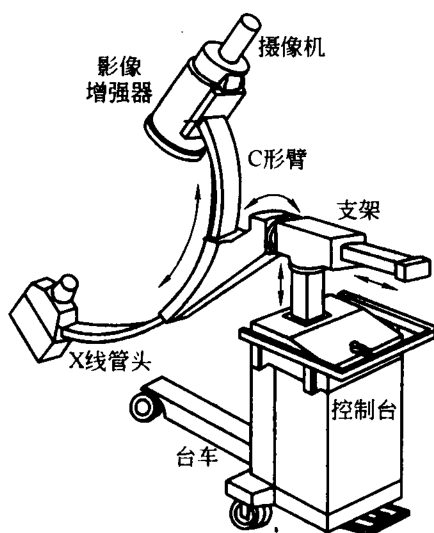



图 11-6　手术 X 线机

逆变电路中将交流电压整流后的电容采用较大容量，一定程度上降低了对电源的要求。

为适应流动性，系统安置在移动座车上。座车上设有立柱及横臂以支持 X 线管组件，工作时能在病人固定的情况下适应各种部位和位置的摄影需要。其功能也接近落地式。座车要支持这些部件的较大重量，又要求活动灵活。整机外形如图 11-7 所示。

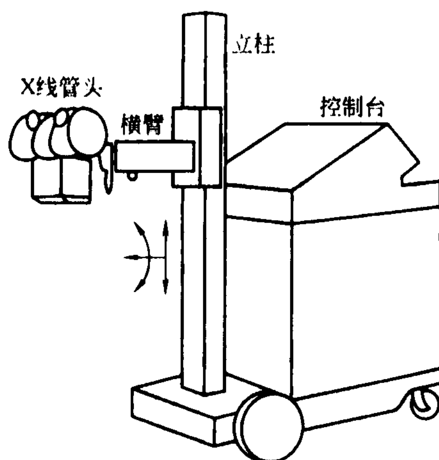



图 11-7　床边 X 线机外形图

（山东省医学影像学研究所　秦维昌）

# 第12章 X线机的安装验收

X线机的安装是非常重要的工作。正确合理地安装X线机，就能充分发挥其各种性能。如果安装不妥，轻者影响X线机性能的发挥，重者造成某些故障，影响机器寿命。正确合理地安装X线机主要应考虑：选择适当的机房、合适的电源、良好的接地、合理的布局以及按照说明书进行安装和调试。关于机房的设计将在第20章讲述。

## 第一节 X线机对机房的要求

### 一、电源的要求

X线机属于大功率医疗设备。供电电源的优劣，直接影响机器性能的发挥。若电源质量不好，特别是中、大型X线机就不能正常发挥效能，只能降低条件使用。因此，在安装X线机前，首先要保证供电电源的质量。X线机对供电电源的要求主要有电源电压、电源频率、电源容量和电源电阻等四个参量。优质的供电电源应具备稳定的电压和频率、足够的容量以及较小的电源内阻三个基本条件。不同型号的X线机，有其不同的要求。机器安装前，应首先阅读说明书，按要求选定供电电源，以满足机器的需要。

影像设备要专用电源供电，尽量不要与其他动力设备等共用电源。

**(一)电源电压**

X线机都可直接使用交流电源，所谓电源电压是指X线机自耦变压器的输入电压。由于供电系统的不同，各厂家生产的不同类型的X线机，都在安装说明书中标出所需的供电形式和电源电压值。

常用的供电形式有单相电源和三相电源两种。

1. *单相电源*　小、中型X线机，由于功率不大、附属设备少，都采用单相220V或380V电源。由于各国电网电压可能有所不同，进口X线机出厂时已经按我国的电源要求进行了改装。

2. *三相电源*　大型X线机，由于功率大、附属设备多，单相电源无法满足需要，都采用三相380V电源。采用三相电源，高压发生器输出的交流经整流后获得的脉动直流高压，其波形要比单相全波整流的波形平稳，弥补了后者过零点的缺陷。三相十二波整流的波形比三相六波整流波形更加平稳。

确定电源电压应注意：①供电电源的电压一定与X线机所要求的电源电压一致；②若X线机既可用220V供电也可用380V供电时，最好选用380V供电。选用380V供电，可降低对电源电阻的要求；③电源电压必须稳定，我国生产的X线机对电源电压的波动，一般要求在额定电压的+10%～-15%以内。这就要求在X线机供电线路上，不得并联能引起电源电压波动超出10%的不定期使用的负载，如电梯、电焊机、引风机等，最好能使用专用电源变压器。

**(二)电源频率**

电源频率是X线机电路设计时的重要参数之一。在X线机中许多部件和电路的工作性能与电源频率有关,如磁饱和谐振式稳压器失谐后,其输出电压随电源频率的升高而升高,随电源频率的降低而降低。又如旋转阳极X线管的阳极转速与电源频率成正比,电源频率降低会使阳极转速降低,即管容量降低。所以选定电源,必须考虑频率的稳定性,我国允许电源频率误差为±1%,即±0.5Hz。

**(三)电源容量**

电源容量针对中大型X线机而言,是指供电的专用电力变压器的容量,单位是千伏安(kVA),其大小由X线机摄影曝光时的最大输出功率决定。

1. 电源容量的计算 对于单台X线机所需的电源容量,在其说明书中有规定,也可根据X线机的有关参量进行计算,计算方法如下:

(1)计算主机最大输出功率($P_{出}$):主机最大输出功率即最大管容量。如XG-500型X线机,其最大输出功率为500mA,80kV,所以

$$P_{出} = 500 \times 1.1 \times 80 \times 0.707 = 31\ 108\text{W} \approx 31.1\text{kW}$$

(2)计算主机最大输入功率($P_{入}$):主机最大输入功率等于主机最大输出功率($P_{出}$)除以高压变压器的效率($\eta$)。若变压器的效率是85%,输入功率为

$$P_{入} = 1/\eta \times P_{出} = (1/0.85) \times 31.1 = 36.6\text{kW}$$

(3)计算视在功率($P_{视}$):电源变压器的标称容量均为视在功率,需将最大输入功率换算为视在功率。若电源变压器的功率因数是0.8,则视在功率为

$$P_{视} = 1/\cos\phi \times P_{入} = (1/0.8) \times 36.6 = 45.8(\text{kVA})$$

由于高压变压器采用单相380V供电,而供电电源是三相变压器,所以对应的三相电源变压器的容量为

$$P_{总} = P_{视} \times \frac{3}{2} = 45.8 \times \frac{3}{2} = 68.7(\text{kVA})$$

(4)计算所需供电变压器的容量(P):由于摄影曝光时间一般数秒之内,属于瞬时负载,而变压器具有瞬时过负荷能力,可以使短时间负荷达到额定负荷的2倍,故所需电源变压器的容量为

$$P = 1/2 \times P_{总} = 1/2 \times 68.7 = 34.35\ \text{kVA}$$

除主机消耗电功率外,X线管的灯丝、自耦变压器、稳压器、控制电路各元件以及旋转阳极启动运转等各电器的消耗功率之和一般不超过1kW,故实际可选35 kVA的电源变压器即可。

当今医院都拥有多台X线机,已不可能为每台X线机配专用变压器。由于诊断X线机曝光时间短,各台设备同时曝光的机会很少,所以供电电源的容量只要达到各台X线机消耗功率之和的一半即可。

需要注意,治疗X线机和加速器,由于是连续工作,供电电源容量应按一般电力设备来选择。

2. 电源容量不足的影响 电源容量不足主要影响输出的X线实际值与预示值不符。使实际管电压值低于预示值,摄影曝光时达不到预期的效果,大条件摄影甚至会导致机器电源落闸,无法工作。

电源容量不足，电压降过大会使某些器件寿命缩短、工作不稳定等。如接触器、继电器等吸合不稳，出现蜂鸣，触点接触不良而熔化的现象，影响机器正常工作。

**(四)电源电阻**

1. **电源电阻的定义** 电源电阻 $R$ 为专用供电变压器内阻 $R_0$ 和电源导线电阻 $R_L$ 之和。即

$$R = R_0 + R_L$$

诊断X线机摄影曝光时，流过电源线的电流很大，中型X线机能达到数十安培，大型X线机可达100A以上，如此大的电流，即使很小的电阻也能产生不可忽略的电压降。由全电路欧姆定律可知，闭合电路中的端电压等于电源电动势 $E$ 与电源内部压降之差。即

$$U = E - I_L(R_0 + R_L)$$

式中 $I_L$ 是电路中电流。

若某供电电源的电源电阻是0.6Ω，曝光时线路中电流 $I_L$ 为65A，电源电阻的压降是39V，对于220 V供电的X线机而言，显然超出了电源电压允许的波动范围。这种较大的压降会对X线机产生严重的影响。轻者使X线机输出量不足，重者将使某些元件不能正常工作。可见，电源电阻不仅是X线机电路设计的重要技术参数，也是用户考虑X线机供电电源时的重要依据。表12-1是常用X线机对电源电阻的要求。表12-2是我国不同类别和容量X线机在不同电源条件下，对电源电阻的要求。

**表12-1 常用X线机对电源电阻的要求**

| X线机型号 | 电源电阻(Ω) | | X线机型号 | 电源电阻(Ω) | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 220V | V380 | | V220 | V380 |
| FX-200 | 0.35 | 1.0 | $F_{78}$-Ⅲ | <0.3 | <0.9 |
| $F_{30}$-ⅡB | 0.35 | 1.0 | KB-400 | 0.3 | 0.9 |
| $F_{30}$-ⅡC | 0.35 | 1.0 | FSK202-3 | | <0.3 |
| FZX200/100 | <0.3 | <1.0 | XG-500 | | <0.3 |
| XG-200 | <0.3 | <0.5 | FSK302-1A | | <0.3 |

**表12-2 不同类别X线机对电源电阻的要求**

| 高压装置类型 | 标称容量(kW)或(μF) | 电源电阻(Ω) | | 推荐电源容量(kVA) | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 220V | 380V | 单相 | 三相 |
| 变压器式 | 10 kW | 0.6 | 1.8 | 20 | 30 |
| | 16 kW | 0.3 | 0.9 | 20 | 30 |
| | 25 kW | 0.1 | 0.3 | 30 | 40 |
| | 32 kW | - | 0.3 | 40 | 40 |
| | 50 kW | | 0.15 | 50 | 50 |
| | 75 kW | | 0.12 | | 80 |
| | 100 kW | - | 0.1 | — | 100 |
| 电容式 | 1μF | 2 | - | >2 | - |
| | 2μF | 2 | | >2 | - |
| 组合式 | <10 kW | <1Ω | — | 10 | 20 |

2. 电源电阻的计算　电源电阻是电源变压器内阻和电源线电阻之和。电源变压器内阻是变压器的技术参数之一，选定变压器后，内阻即可确定，如表 12-3 所示。可见，电源电阻的大小主要由电源线的电阻决定。

表 12-3　变压器的内阻

| 变压器容量(kVA) | 20 | 30 | 50 | 80 | 100 | 160 | 200 | 300 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 220V 相间电阻(Ω) | 0.05 | 0.043 | 0.027 | 0.016 | 0.009 3 | 0.006 7 | 0.003 8 | 0.002 7 |

电源线的电阻取决于电源线的材料($\rho$)、长度($L$)和横截面积($S$)。即

$$R_L=\rho\frac{L}{S}$$

由上可见，电源变压器确定后，调整电源电阻的方法，只能是改变电源线的长度或横截面积。选用电源线应遵循以下两个原则：一是其阻值 $R_L \leqslant R-R_0$；二是能安全通过 X 线机最大负荷时的电流。

常用电源线的规格如表 12-4 所示，利用此表可查出所需的电源线的长度和横截面积。

表 12-4　电源线规格

| 芯线截面积(mm²) | 铝线 | | | 铜线 | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 工作电流(A) | 电阻(Ω/km) | 重量(kg/km) | 工作电流(A) | 电阻(Ω/km) | 重量(kg/km) |
| 2.5 | 12 | 12.6 | 26.9 | 15 | 7.36 | 42 |
| 4 | 19 | 7.8 | 33.9 | 25 | 4.65 | 58 |
| 6 | 27 | 5.25 | 46.1 | 35 | 3.06 | 78 |
| 10 | 46 | 3.15 | 78 | 60 | 1.48 | 140 |
| 16 | 69 | 1.96 | 114 | 90 | 1.20 | 211 |
| 25 | 96 | 1.27 | 164 | 125 | 0.74 | 317 |
| 35 | 116 | 0.91 | 203 | 150 | 0.54 | 417 |
| 50 | 145 | 0.63 | 276 | 209 | 0.39 | 585 |
| 70 | 185 | 0.45 | 351 | 240 | 0.28 | 787 |

例如：一台 200mAX 线机采用 220V 供电，供电变压器容量为 20kVA，电源电阻应小于 0.3Ω，变压器距机房 50m，其电源线截面积的计算如下。

查表 12-3 知 20kVA 的变压器的内阻是 0.05Ω，电源线的电阻为：

$$R_L \leqslant (R-R_0)=0.3\Omega-0.05\Omega=0.25\Omega$$

即 100m 电源线的电阻是 0.25Ω。通过查表 12-4 可知，每 100m 导线电阻小于 0.25Ω，且允许的工作电流能满足 200mA X 线机，即最大输出时所需的供电电流在 60A 以上的铜线截面积为 10mm²，铝线的截面积为 16 mm²。

3. 电源电阻的测量　电源电阻测量可使用专用的电源电阻测量仪，也可用电压降法测量，其测试方法如图 12-1 所示。

图中 $R_0$ 为一个大功率、10Ω 左右的电阻，V 和 A 分别为电压表和电流表，S 是电源闸刀。

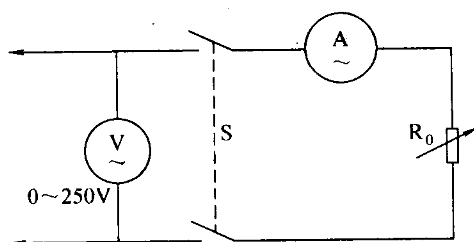



图 12-1 电源电阻的测量

S 闭合前，电压表指示的是空载电压 $U_0$。S 闭合后，电流表指示回路中电流 $I_L$，电压表指数降低为 $U_1$，即电源电阻 R 上产生了 $U_0-U_1$ 的压降。R 的计算如下

$$R=\frac{U_0-U_1}{I_L}$$

例如：测得 $U_0$ 为 380V，$U_1$ 为 360V，$I_L$ 为 80A，可求得

$$R=\frac{380-360}{80}=0.25(\Omega)$$

## 二、接地装置的要求

X 线机是一个高压医疗电器设备，工作时输出很高的电压。工作人员和病人在操作和接受检查时不可避免地接触到机器外壳，当设备漏电或元件击穿时，机器外壳会带电，就会发生触电事故。所以，X 线机必须具有良好的防电击保护装置即接地装置。设备安装时必须按规定进行，处理好接地的每一细节，才能起到保护作用。

### (一)接地的意义

为了人身安全，X 线机必须具有良好的"接地"，其接地有两方面的意义：一是"工作接地"，即为保证某些电路工作时的需要，将电路中的某一点与大地作电气上的连接，如高压变压器次级中心接地、某些直流电路公用线的接地等。二是"保护接地"，即将 X 线机不该带电的金属外壳及与之相连的金属部件与接地装置进行良好地连接。一旦电器绝缘被破坏或击穿导致外壳带电时，由于人体电阻远大于接地电阻，短路电流可通过接地装置流向大地，使触及外壳的人免受电击，起到保护作用。

### (二)接地装置及其埋设

1. 接地装置　接地装置是连接机器外壳与大地的过渡装置，专为泄放接地短路电流而设置。接地装置包括接地电极和接地线两部分。

(1)接地电极：是指直接埋入地中并与大地接触的导体或几个导体的组合。它由铜板、钢管、圆钢或自来水管等制成。若用铜板制作，其面积应大于 0.25m²，厚度大于 3mm；用钢管、圆钢制作时，其直径应大于 50mm，长度大于 2m。如图 12-2 所示，是接地电极的式样。

(2)接地线：是连接接地电极与 X 线机金属外壳间的金属导体。接地干线可用截面积不小于 16mm² 的铜线并与接地电极焊接牢固，焊接面积应大于 10cm²。接地干线先接到各机房地线分线板上，通过分线板再与 X 线机的各部件连到一起。

2. 接地电极的埋设　接地电极应埋设在建筑物 3m 以外，其深度应大于 2m。埋设方法分

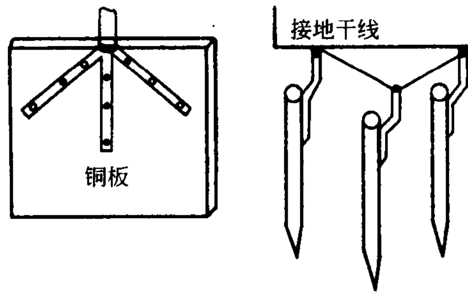



图 12-2　接地电极

水平和垂直两种。水平埋设是将接地电极放置在深度大于 2m 的坑中，将接地线与接地电极焊牢，埋好即可；垂直埋设，可先在地下挖深为 1m 的地沟，然后将电极打入地下，上端高出沟底 10～30cm，用于焊接接地线，最后用土埋实。

若地层干燥，为了使接地电极与大地接触良好，埋设电极时应在电极周围放置木炭、食盐等吸潮物质。图 12-3 和图 12-4 分别为接地电极的埋设和接地线的连接示意图。

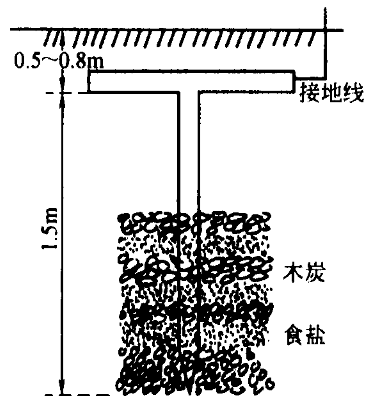



图 12-3　接地电极的埋设

另外，由于金属自来水管埋入地下有相当深度，构成了天然的接地网，是良好的接地装置。方法是先将接地线焊接在铜皮上，再将铜皮紧固在经过清洁处理的自来水管上，一定要保证两者间的良好接触。但绝对不能用煤气管和暖气管作接地装置。

**（三）接地电阻**

1. **接地电阻**　X 线机的外壳接地后，通过接地线、接地电极与大地构成了接地回路，该电路中存在的电阻称为接地电阻。接地电阻包括接地线电阻、接地电极电阻、接地电极与土壤之间的过渡电阻和土壤的溢流电阻。当机壳带电时，

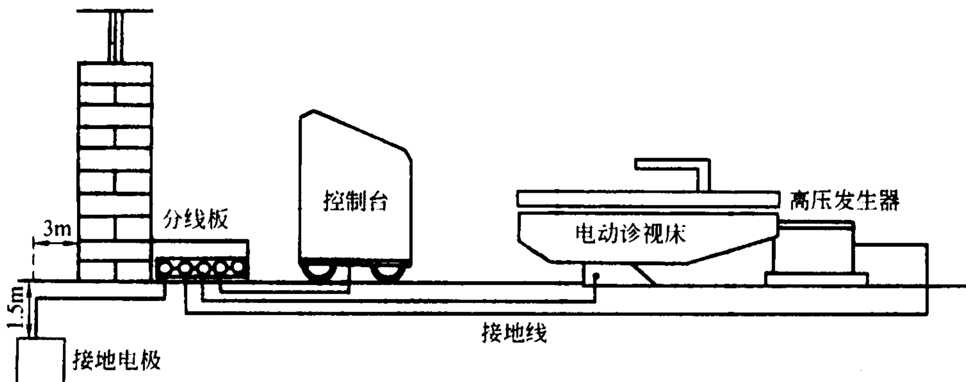



图 12-4　接地线的连接

接地电极就会有电流流入大地，此电流称为接地电流。接地电流 I 从接地电极向四周流散，如图 12-5 所示。因此，离接地电极越远，电流密度越小，一般认为，15～20m 以外，电流密度可视为零，其电位也可视为零。

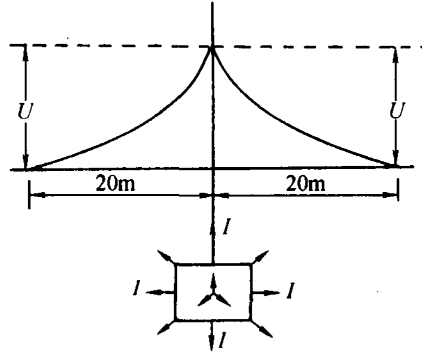



图 12-5 接地电流与电位分布

因为接地线和接地电极的电阻很小，所以接地电阻主要是土壤的溢流电阻，即接地电极到零电位点的土壤电阻。接地电阻在测量时，就是测量的从接地电极起至 20m 远范围内的土壤电阻。

2. **接地电阻的测量** 我国规定 X 线机的接地电阻应小于 4Ω。因此，埋设完接地装置后，必须对接地电阻进行测量。常用的方法是用接地电阻测量仪对接地电阻进行直接测量。现以 ZC-8 型接地电阻测量仪为例，说明其测量方法。

这种测量仪有 3 个或 4 个端钮，三端钮的标记为 E，P，C，4 个端钮的标记为 $C_2$，$P_2$，$P_1$，$C_1$。它们与接地电极 E′，电位辅助电极(探针)P′和电流辅助电极(探针)C′的连接如图 12-6 所示。

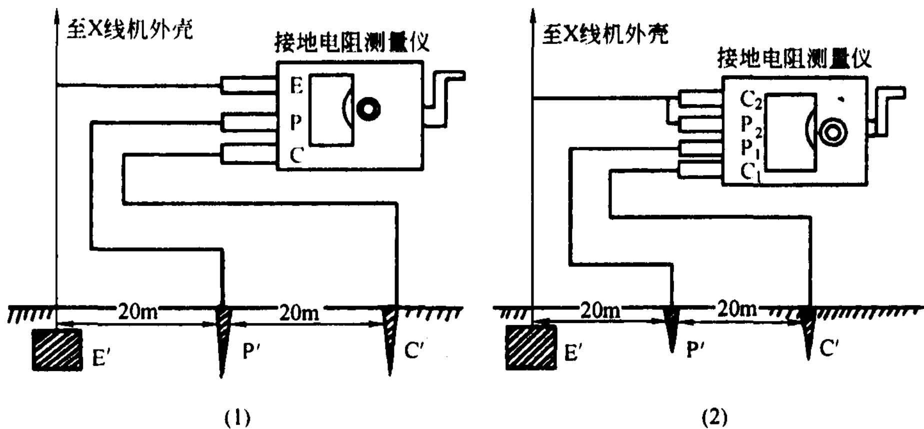



图 12-6 接地电阻的测量

测量时，首先沿直线在距接地电极 20m 处和 40m 处将电位探针和电流探针打入地下，按图 12-6 进行连接，并对仪表进行调零，使指针指在红线（黑线）上。将倍率开关调至最大倍数上，缓慢摇动发电机手柄，同时调节测量刻度盘，直至指针指在红线（黑线）上，当检流计接近平衡时，加快发电机的转速至额定值，即 120r/min，并保持恒速，调节“测量刻度盘”，使指针稳定指在红线上，即可从刻度盘读出数值，然后乘以倍率就可算出接地电阻数值。若刻度盘读数小于 1，应将倍率开关调至较小一档，重新测量。

在无测量仪表时，作为日常检查的一种简易方法，可用一个 220V，100W 的灯泡对接地状况进行粗略估计。方法是将灯泡的一端接接地线，另一端接电源的火线。观察灯泡亮度情况，若亮度正常，说明接地良好；若亮度不足，说明接地电阻过大；若亮度很暗，说明接地电阻太大或接地线断路。

# 第二节 X 线机的安装调试

## 一、机件安装

机件安装是 X 线机安装过程中的关键环节，其过程包括开箱检验、机房布局、机件安装和电器连接等。

**（一）开箱检验**

一台 X 线机的组成机件较多，缺少任何一件，都会给安装工作带来困难。所以，机器到货后，必须进行认真细致地检查，确保机件齐全、完好。

1. 开箱　开箱应考虑箱体检查、开箱地点和开箱方法等方面。

（1）箱体检查：开箱前应先确认箱体是否按放置标志正确放置；箱体有无破损或明显雨淋痕迹；箱体上所标机器名称、型号是否与购置合同相符等。确认无异常后，方可开箱。

（2）开箱地点：一般情况都应在机房内开箱，以减少开箱后机件的丢失和损坏。大型包装箱因受房门限制不能进入机房开箱的，应就近开箱，尽量缩短机件的搬运距离，以免造成损失。

（3）开箱方法：开箱时，箱体不能倒置。用铁钉封装的部分，可用开箱器、铁锤、螺丝刀等慢慢冲击开启上盖或侧面。凡用木螺钉封装的部分，多装有贵重易碎部件，必须用螺丝刀将螺钉旋出开启。切忌用开箱器或锤子冲击箱体，以防震坏部件。开箱后，取出装箱单，以备检验。

开箱时，应组织有关人员一起开箱，以便分清责任，及时处理。

2. 检验　开箱后的检验应按以下方面进行。

（1）开箱清点：应根据装箱单逐箱逐件核对，直至确认无误。

（2）仔细观察：应注意大部件上是否缺少配套的小零件，机件有无明显损坏或变形、生锈等。

（3）核对编号：有些机件，特别是电器连接的导线和电缆，其外观无明显差别，但用途完全不同，检验时不能只数件数，应核对编号。

（4）重点检查：X 线机中的精密易碎部件较多，如仪表、X 线管、荧光屏、影像增强器、摄像机和监视器等应重点检查。

在检查过程中若发现异常，应详细登记，重大损坏要及时拍照，以便与相关公司或厂家联系。检验完毕，应将机件放回原位，以备安装。

**(二)机房布局**

X线机在机房中的位置设计，要依据X线机说明书中安装平面图所提供的安装数据，结合机房的面积大小、结构特点，考虑到工作人员操作、观察和患者出入方便等因素。必须要计划周密，以获得最佳方案。

1. *基本要求* 根据机房的实际情况进行合理布局，既能充分发挥机器的各项功能，又要使机房整齐美观，操作方便。具体要求是：

(1)以检查床为中心布局：检查床的位置决定了病人的进出路径，也决定了X线管支持装置的位置，还与X线的投照方向有关。布局时，应以检查床为中心，布局其他机件的位置。

(2)便于检查：患者上下检查床的一侧面积应适当大一些，以便于对患者检查和担架车的出入。

(3)便于防护：X线的投照方向要有利于防护。

(4)便于操作、维修：X线机组各部分要安排合理，尽量避免工作人员过多的往返走动，同时机件也不易安排的过于紧密，要留有适当的空间，便于维修人员进行维护和修理。

(5)布线合理：X线机的各电气部件间都有导线连接，且都有一定长度。电气部件布置时要考虑到导线的长度，也要考虑布线的方式和方向，避免导线的过多交叉，以影响工作和美观。

2. *机件定位* X线机组件按其安装要求可分为变距机件和定距机件两类。前者包括高压发生器、控制台和其他辅助装置等，它们可根据需要进行适当位置的移动调整；后者有天轨和地轨、立柱天轨和荧光屏天轨、地轨与检查床等，它们之间的距离有严格的数据规定，不可随意改动。

机件定位最主要就是指定距机件必须按要求定出准确位置。并依次在地面和天花板上绘出安装施工图，确定出关键定位点。其程序和方法如下：

(1)部件布置平面图：根据机房平面，安排各部件平面位置。要考虑各部件使用时病人的活动路径、维修空间、活动部件的活动范围等，作为现场施工的前期工作。

(2)基准线的确定：基准线是指在安装定距机件时必须首先确定的一条水平线，通常多以床的中心线或地轨中心线作为基准线。其他定距机件的定位皆以此为基准确定。以床的中心线为基准线时，基准线应适当偏离机房中心线并靠向机房里侧，以留出较大的活动空间。

(3)机件定位：以基准线为基准，按照机器说明书提供的数据，使用测量工具，如直尺、钢卷尺、拐尺、水平仪等，首先确定地面机件的定位点和位置，绘出地面安装施工图。再以地面施工图为基准，用铅坠定位法，确定天花板上的定距机件与地面上机件的相对位置，绘出天花板安装施工图。

若天花板高度超过X线管支持装置的最大高度时，需通过增加过梁的办法解决，然后再在过梁上安装天轨。

(4)认真复核：安装施工图绘出后应认真复核，避免定位有误而造成重复安装，以提高安装质量。

**(三)机件安装**

机件安装无一定的模式，可根据机件的结构特点、安装工具和人员的多少，灵活进行。既可单件逐一安装，也可多件同时安装。

1. *X线管支持装置的安装* X线管支持装置的主体，在中、小型机中大多采用立柱式，大型机则多为悬吊式。另外，诊视床也算是一种X线管支持装置。

(1)立柱式支持装置的安装:立柱式装置有天地轨式、双地轨式等,双地轨式结构是用两条平行地轨支撑立柱移动,没有天轨,该结构安装简单,只要求地轨保持水平且与床中心线定距准确即可。天地轨式结构根据天、地轨是否在同一垂直面还有非重合式和重合式两种,由于该结构中立柱行走于天、地轨之间,因此不仅要求天、地轨各自保持水平,两者之间在立柱的全行程中应始终保持平行和等距离,而且天、地轨之间、地轨中心线与床中心线之间应定距准确,方能保证立柱移动平稳、可靠、灵活。

①地轨的安装:地轨的长度一般在4m左右,需根据地面的结构和平整情况采取一定的措施以保证地轨的水平。木制地板一般较平整,可将地轨直接用木螺丝固定在地板上。水泥或水磨石地板一般不太平整,可加宽厚适宜的垫板,首先调整垫板水平并在地面上用电锤打孔通过膨胀螺栓(或木楔和木螺丝结合)固定,然后将地轨用木螺丝固定在垫板上。也可通过薄垫片找平的办法直接将地轨固定在地面上。双轨安装除了要注意地轨的水平外,还应特别注意两条地轨间要始终保持平行。

②天轨的安装:天轨安装在天花板或过梁上,比地轨稍短。若天花板高度适宜,可根据安装图直接或通过厚度适当的垫木将天轨固定在天花板上,这取决于天花板的平整度及是否容易固定。若天花板过高,即超过了立柱高度,可采用增加过梁的方法,将天轨固定在过梁上,过梁嵌入墙壁的深度应大于10cm。另外对于在木结构的吊顶上安装天轨,可加木龙骨,这样既可找平吊顶,又可提高吊顶的负重。

③立柱的安装:立柱的结构形式大体分为两种,一种是天地轨支持的,天地轨支持的立柱包括底座、柱体、抱筒、高度调节杆及平衡锤等。安装时应先将底座和立柱组装起来,然后把底座放在地轨的一端,逐渐立起立柱。此时应注意将抱筒固定在适当位置,以防平衡锤滑动。立柱立直后,将底座慢慢滑入地轨轨道。同时松开高度调节杆的固定螺丝,调整调节杆的高度和方向,使滑轮进入天轨滑道。轻推立柱沿轨道往复走动几次,立柱应走动灵活、平稳、无阻碍。若立柱走动时晃动太大,可调节调节杆顶端的轴承,使之与滑槽接触合适。最后装上底座防脱轨滑块和立柱限位块,并将X线管横臂装上。

将管头叉架装到横臂上,再将管头固定在叉架上。然后在管头窗口处,安装遮线器。由于此时尚未装上高压电缆,横臂与平衡锤仍处于不平衡状态,所以固定销仍不宜取下,若需取下,应将横臂用力向下方拉住,取出固定销后慢慢升到最高位,并锁住。

另一种是只靠双地轨支持的立柱,双地轨支持的立柱,底座和柱体通常是整体装箱,所以安装比较方便,只需将立柱竖起,使底座滚轮嵌入轨道,装上X线管横臂即可。

(2)悬吊装置的安装:这种结构的特点是天轨和滑车很重,X线管垂直照射中心范围较大。安装时应注意:固定天轨的楼板和过梁必须有较大负重能力,一般天棚式吊顶不宜直接承重。天轨分纵横两个方向,纵向较长,约4m左右,横向较短,长度一般小于2m,横轨在纵轨上滑动。天轨整体颇似"井"字。

①天轨的安装:天轨的纵轨分成两条单独的轨道,可以分别安装。纵轨通常可以用工字钢、槽钢或木梁等作为过梁进行安装,过梁嵌入墙壁的深度应大于10cm。安装时,纵轨必须保持水平和平行,且位于同一水平面内,其方法可以通过在横轨上用水平仪测量来保证。固定纵轨要用铁螺栓,透过过梁,并用螺母上紧。

②滑车等的安装:卸下天轨中纵轨一端的横档,平抬横轨将其推入纵轨轨道内,重新上好横档。卸下横轨横档,将滑车抬起并推入横轨轨道内,再上好横档。装上X线管横臂,用手拉

动伸缩架前应先松开滑车内的伸缩架止动螺丝，然后用力将伸缩架拉到最低位，重新上好止动螺丝。在进行此项操作时，应注意：拉动伸缩架时，用力均衡，未上好止动螺丝前不能松手，否则，将会损坏机件并危及安装者的安全。伸缩架的止动螺丝只有在X线管、遮线器及高压电缆安装完毕后，即伸缩架平衡后，方可取下。

2. *摄影床和立位滤线器摄影架的安装* 摄影床床面中心线与立柱地轨中心线应保持平行。摄影床的安装较为简单，保持水平直接固定即可。立位滤线器摄影架由滤线器架、振动式滤线器和滤线器平衡装置组成，安装前先将三者组装成一体，安装时注意以下几点：①立位滤线器在机房的位置多设计在摄影床的一端；②立位滤线器与摄影床的距离应不小于1m；③若摄影床床面伸出的距离较长，立位滤线器又能翻转成水平位时，应注意两者配合；④由于立位滤线器摄影架底座较小，上下皆要固定。

3. *诊视床的安装* X线机配置的诊视床，按平衡系统的结构分内平衡和外平衡两种。外平衡诊视床需单独安装荧光屏、点片装置和平衡传动系统。由于诊视床的结构相对复杂，故其体积和重量均较大，诊视床必须固定牢固，通常采用埋设地脚螺栓的方法。另外，还要求床基座保持水平。

有的厂家为保护点片装置在运输过程中不受损伤，将点片装置单独包装。诊视床固定后，再根据点片装置的固定方式，将其安装到滑架弓臂上。然后安装X线管头和遮线器。若是配有电视系统的X线机，还应安装影像增强器和摄像机等。

**(四)电器连接**

机械部件安装结束后，就应该对X线机控制台、高压发生器、床旁遥控台、床体、图像处理系统、X线机机械装置等进行电器连接。连接工作是一项非常细致的工作，应按照厂家提供的X线机随机资料仔细、认真的完成，绝对不能出任何差错，否则将会产生严重后果。

首先根据各连接线两端的编号和被连接体上的对应编号，将连接线按预定布线方式和方向，分别放置在被连接体间的布线槽内。同一走向的连接线，调整好其长度用扎线捆扎。主要连接包括：高压发生器与X线管头的连接；控制台与高压发生器的连接；控制台与机械装置的连接；控制台与电源的连接；控制台与图像处理系统的连接以及接地线的连接等。

高压电缆连接高压发生器与X线管头时，特别是拆卸后再次安装的X线机，高压插头和高压插座一定要用无水乙醇擦拭干净，然后涂上医用凡士林，以便将高压插头和高压插座间的空气排出，防止高压放电。

## 二、通电调试

当X线机安装结束后，应进行通电试验及主参数的检测与调试。一台新安装的X线机，出厂时虽经厂方调整检验，但经搬动、运输后，到用户手中，可能因振动造成接线松脱、部件松动脱落，甚至破碎、损坏等故障。对于机房迁移重装的X线机和因故障而修理过的X线机，也必须经过重新调试才能投入使用。通电试验的目的就是按照设计要求，对X线机的接线、部件质量、工作性能及工作时序等进行一次全面地检查，并为以后主要参数的检测和调整排除障碍。由于目前X线机向着大型化、智能化方向发展，计算机技术已经在X线机得到广泛、充分地应用。所以，先进的X线机都带有计算机软件自检、调试功能，不同类型的X线机在具体的调试方法上有较大的区别。通常情况下，应根据X线机厂家提供的调试方法、步骤进行调试。X线机的常规调试程序是：

**(一)一般检查**

1. *熟悉机器*　详细阅读说明书,理解电路原理图和接线图,会操作机器、并掌握整机工作程序,核实各连接线的编号和标记。

2. *仔细观察*　仔细观察电路元件是否有松动、脱落、变形及损坏等现象,各接线有否松脱,若有异常则需进行更换和修理。只有做好静态检查,确认无短路、断路后方可进行通电试验。

3. *分清先后*　通电试验应分步骤进行,先进行低压试验,后进行高压试验。在完成低压试验前,绝对不能接上高压初级连线,以防高压电击或在控制电路未正常时严重损坏X线机。另外,X线管灯丝变压器初级,也应在试验该电路时才接上。凡未接导线,通电前均需做好绝缘处理,避免导线短路损坏机器。

**(二)低压电路的通电试验与调试**

低压电路的通电试验包括电源电路、高压初级电路、各种控制电路、X线管灯丝电路及辅助装置电路的试验等。

调试是针对系统的低压控制部分进行调试。它包括机械控制如诊视床运动及其保护装置的检查与调试,X线管支持装置的运动、锁定的检查与调试,照射野指示的准确性检查与调整,活动滤线器动作检查等。有分割摄影装置的X线机,还应对其分割摄影的动作进行调整。有些X线机带有自动传片装置,还应认真仔细进行调整,以降低今后使用过程中的卡片率。

**(三)高压电路的通电试验与调试**

高压电路的通电试验是指接通高压变压器初级电源,产生高压。其试验程序应先进行空载试验,后进行负荷试验。为了保证安全,要认真检查高压变压器中心点的保护装置,如放电针、放电管等是否可靠,高压发生器外壳接地是否良好。

1. *空载试验*　空载试验是指高压变压器得电产生高压,但不加于X线管,也就是将高压发生器侧的高压电缆从高压插座内拔出,切断与X线管的高压回路而进行试验。试验的目的是检验高压发生器内各高压部件承受高压的能力和有无短路故障。

2. *负荷试验*　负荷试验是指将高压电缆重新与高压发生器侧的插座连接好使产生的高压加到X线管两极,在发生X线的情况下进行试验。目的是对高压电缆和X线管的质量进行初步判断。在高压试验时,应有一定的曝光间隔时间,使X线管能得到一定的休息,避免曝光累积的热量超过管热容量而损坏X线管。

3. *X线管的训练*　一支新的X线管或长期存放而未使用的X线管,在使用时应首先进行高压训练,目的是提高X线管性能的稳定性,检验X线管的真空度。高压训练的步骤是:机器通电,技术选择至透视,透视kV、透视mA置最低位进行透视,缓慢调节透视mA,使透视mA显示2mA处,观察mA指示是否稳定,若无异常,松开脚闸,然后保持mA值不变,逐渐升高kV,每次增加5kV,断续曝光1~2min,间歇3min,直至最高标定kV值。在全部训练过程中,若mA指示始终保持稳定,则说明X线管真空度良好,性能稳定。若出现mA指示不稳定现象,应立即切断高压,然后调节透视kV回最低,重新开始训练。若多次训练,mA指示越来越不正常,说明X线管严重真空不良,应予以更换。

4. *高压调试*　高压调试是指在负荷条件下进行检测、判断,并对高压发生装置及控制电路的调试。主要包括对曝光时间的调试,灯丝供电和mA测量电路的调试,对高压控制、kV指示的调试等,即对X线机主参数的调试。对带有X线电视系统的X线机,应对电视系统进

行调试。

**(四)数据记存**

X线机的原始调试数据,对X线机的故障分析和检修有着重要的意义,应将通电调试过程中测得的一些重要数据记录下来,存档备查。

## 三、X线机的验收

X线机的验收主要包括技术验收和临床应用验收两部分。

**(一)技术验收**

技术验收工作贯穿于安装、调试、试运行及使用的整个过程,其核心内容是严格地安装调试验收,技术验收的内容应按照设备技术说明书、操作手册及其他技术资料的要求,检测X线机各项技术指标是否都达到了规定的要求。

该项验收由医学工程专家、公司或厂方参与设备安装调试的工程人员、院方参与设备安装调试的工程人员、未来参加设备安装或维修的维修人员组成,职能是:根据验收设备的各种已知标准或厂方制定的验收测试标准,对X线机进行全面参数测试;对试用期间的开机率、故障率等进行评估;对设备结构的完整性等方面予以确认。

技术验收是对X线机主要性能指标的验收,主要包括以下几方面内容:

1. 管电压显示的准确性和重复性

(1)对设定的管电压进行多次重复测量,检查管电压的重复性;

(2)对设定的管电压值和实测值进行比较,偏差和重复性一般不能超过基准值的±10%。

2. 管电流的准确性　管电流的设定值和实测值进行比较般为－20%～＋10%。

3. 曝光时间　精度的允许偏差为±10%。

4. X线管焦点尺寸　在管电压为75kV,管电流为最大管电流50%的条件下,允许误差±50%。

5. X线束照射范围　限制指标<2%焦片距,对于照射方向固定的装置<1%焦片距。

6. X线输出量　重复性≤10%,射线输出量的线性要求相邻两调节档间≤10%。

7. 自动曝光控制精度　≤10%或密度偏差为±0.15。

8. X线管总滤过　应不少于2.5mmAl。

**(二)X线机临床应用验收**

该项测试主要由临床专家教授、院方的临床应用人员及操作人员组成,对所购X线机进行全面的实际模拟应用操作,对X线机的应用功能逐项进行操作验证,凡是设备资料中标明的功能必须全部能够体现;使用体模对X线机进行检验;对X线机临床图像(X线屏片图像、激光胶片图像等)质量进行评估。临床应用验收是非常重要的,其决定所购X线机能否投入临床应用。

对设备的验收应持慎重态度,当某一项参数第一次检测不合格时,应考虑是否受设备质量以外的因素影响,在确定无外在因素影响时应进行几次重复测量,比较测量结果,如果都不合格,方能判定此参数检测不合格。

在进行验收检测时应详细记录,如检测工具的生产厂家、型号,以及检测时X线机的各项参数。这样才能保证检测结果的可重复性和可信性,当对检测结果有疑问时能有据可查。对每台X线机都要建立完整的技术档案。设备的论证选型、安装验收过程中的工作日志、测试

结果、技术处理过程记录、安装验收报告等原始记录，连同随机技术资料、设备清单、设备卡片等文件都应整理存档。完整的设备技术档案是设备管理的开始，是设备科学化管理的要求。

# 第三节　X 线机的质量控制

由于 X 线机的发展非常迅速，成像技术不断完善，成像质量不断提高。虽然其他成像设备也不断出现，但常规 X 线检查仍是最适宜的首选诊断方式。常规 X 线成像逐渐被数字化的 CR，DR 成像取代，但仍然离不开 X 线机，它将继续发挥影像诊断的重要作用。所以，X 线机性能的检测是非常重要的。

## 一、X 线机的质量控制

### （一）曝光时间的检测与调整

由于 X 线机的类别不同，其曝光控制系统的结构差异很大，应根据被测 X 线机的类别、性能以及所具备的测试条件，选用恰当的方法进行。具体方法有：

1. **电秒表法**　电秒表也称同步瞬时计时器。它由电源、同步电动机、继电器、离合器等组成。电秒表法适用于曝光时间大于 0.2s，由接触器控制曝光时间的 X 线机的空载测试。测试时，要拆下高压初级接线和相应连线，保证接触器一对常开触点不带电。然后将该触点两端分别接到电秒表的输入端 1，3 接线柱上，进行曝光测试。实际上电秒表读出的数值就是接触器触点闭合的时间。电秒表的使用方法详见其使用说明及本书实验二十九。

测量时应注意检测市电频率，并用下式计算曝光时间：

$$t=A\frac{f_0}{f}$$

式中 $t$ 为曝光时间；$A$ 为电秒表读数；$f_0$ 为标准频率（我国为 50Hz）；$f$ 为检测频率。

2. **数字式计时仪法**　数字式计时仪是一种广泛用于测量各种时间的电子仪器，适合于由接触器控制曝光时间的 X 线机的空载测量。测量时，将数字式计时仪的空接点接到接触器的常开触点。曝光开始，常开触点闭合，计时开始；曝光结束，常开触点打开，计时停止，数字显示曝光时间。

3. **脉冲计数法**　脉冲计数法既适用于接触器控制的时间测试，也适用于晶闸管控制的单相电源初级控制式 X 线机的空载和负载测试。测试时，信号取自高压初级，并进行了衰减和全波整流，因此一个交流周期计数器上将显示两个脉冲。若计数器显示 N 个计数，则曝光时间为：

$$t=\frac{N}{2}\cdot T=\frac{N}{2f}$$

式中：$T$ 为交流电的周期（s）；$f$ 为高压电源的频率（Hz）；$t$ 为曝光时间（s）。

4. **示波器法**　示波器法能测量更短的曝光时间（0.1s 以下），或需观察高压初级电压接入时的相位时，必须使用记忆示波器。通过观察波形的长短结合交流电的周期就可算出曝光时间。

由曝光时间的设定值和实测值计算出设定值偏差，对同一设定值，需多次测量并算出它们的相对偏差。一般要求曝光时间的偏差在±10%以内。

**(二)管电流的检测与调整**

管电流的调整包括透视管电流的调整、摄影管电流的调整和空间电荷抵偿器的调整。

1. 透视管电流的调整　接通机器电源，调电源电压至标准位，技术选择透视位，透视管电压在 60～70kV。透视毫安调节旋钮逆时针旋至尽头，踩下脚闸，再调节透视毫安旋钮，使管电流逐渐增大，并注意毫安表的指数，一般 X 线机透视管电流最大值调至 5mA。若管电流过高或过低应切断电源，调整控制台内的半可调电阻。不足 5mA 应减小阻值，反之增加阻值。经反复调整，直至调整在 5mA 为止。

全波整流 X 线机，电容电流流过毫安表，影响透视管电流的正确指示，因此要调整电容电流抵偿器，以减小对透视管电流的影响。在调试透视管电流前，应先调电容电流抵偿器，再进行透视管电流的调试。

2. 摄影管电流的调整　接通机器电源，调电源电压至标准位，技术选择摄影位，摄影管电压在 60～90kV，逐一调整各毫安值，使之与预示值相符。调整时，限时器选在 1s，摄影毫安从最低一档开始，逐档曝光并注意观察毫安表指数，是否与各毫安选择器预示值相符。若高于或低于预示值，应切断电源，调节摄影毫安档在控制电阻上对应的活动卡子或滑动触头以改变阻值，使毫安表指数与预示值相符。

大毫安调试时，由于 X 线管容量的限制，只能用短时间曝光。若曝光时间小于 0.5s，毫安表不能指示出准确数值，只能在毫安表电路串入毫安秒表，先测出毫安秒的值，再除以曝光时间就可得出毫安值。

3. 空间电荷抵偿器的调整　调试方法是对摄影毫安各档，进行两次曝光，第一次是用最低管电压值，一般选 50kV，第二次是用各毫安档所允许使用的最高管电压值的 90%曝光。比较两次曝光毫安表的指数。若差别不大，说明抵偿合适。若管电压增加后毫安也增加，说明抵偿不够，应改变空间电荷抵偿器上对应的接线位置，使之接到抵偿器次级匝数增多的接线柱上。反之，抵偿过多，应接到匝数减少的接线柱上。通过多次调整，使之达到在高、低管电压的条件下，毫安指数相同或接近。

目前也有单独的 mA 和 mAs 计来测量管电流值及管电流波形。测量时，将测量设备探头通过电缆与测量计连接，将探头夹在阳极高压电缆上，为避免旋转阳极的影响，探头应离开 X 线管 30cm 以上，并注意使探头上标出的电流方向与实际管电流方向一致。选择某一管电流设定值，并用合适的管电压和曝光时间曝光进行测量。

管电流的允许偏差为－20%～＋10%。

**(三)管电压的检测与调整**

管电压是非常重要的参数，它的变化直接影响摄影、透视质量，必须严格检测与调整。管电压检测的方法有：

1. 分压器法　分压器法是将测量设备接在高压次级 X 线管两极，利用分压原理，在负载条件下直接测量管电压。由于 X 线管两极间是高压，要用分压器取样，由电子仪表指示管电压的峰值，还可用示波器观察管电压波形。如国产 YXGD 高低压测试仪即采用分压法测高压，具体测量可详见其使用说明。

2. 静电电压表法　该方法是利用静电感应原理，使静电电压表表针偏转而读数的测试方法。静电电压表由感应电极板 A，表头 B 及高压瓷瓶 C 等组成。极板可前后移动调节量程，近距离为 25kV 量程，远距离为 50kV 量程。测试时，表壳接地，高压电缆芯线直接或经测试

棒接至感应电极。高压接通后，仪表指示值为空载或负载高压的一半，且为有效值，换算成峰值时应根据高压整流方式乘以一定系数。

3. *高压测试盒法* 其测量范围是 50～150kV。适合于各类 X 线发生器。测量时，详见该仪器的使用说明。

另外，还有数字仪表直接测试法，以及初级预示电压测试法等。管电压的偏差应在±10%以内。

**(四)X 线输出量线性检测**

管电压一定，不同的管电流和曝光时间的乘积组成相同的毫安秒(mAs)值时，如 200mA，0.5s 和 100mA，1.0s，其乘积均为 100mAs。以上两个条件应具有相同的输出量，这一特性称为输出量的线性，也叫做 mAs 的互换性。对管电流和曝光时间单独调节的三钮制 X 线机，上述特性对于摄影技术人员正确设置照射条件非常重要。输出量的检测方法如下：

1. 将剂量仪或探头放在诊视床上，调节其到 X 线管焦点的距离为 100cm，照射野要略大于探头的有效面积，并保持照射野中心与探头中心一致。

2. 选择某一 mAs 值和管电压值进行曝光，并记录剂量仪的读数。

3. 管电压保持不变，改变 mAs 的设置，重复上述测量，并记录。

4. 从每一 mAs 曝光时的输出量计算出单位 mAs 时的输出量，即每毫安秒的输出量，用下式算出相邻两档 mAs 设置的输出量线性系数 L：

$$L=\frac{\dfrac{k_1}{mAs_1}-\dfrac{k_2}{mAs_2}}{\dfrac{k_1}{mAs_1}+\dfrac{k_2}{mAs_2}}$$

其中，$k_1$，$k_2$分别为 $mAs_1$，$mAs_2$曝光时的输出量或空气比释动能(mGy)，一般要求输出量线性 $L\leqslant 0.1$。

**(五)X 线机遮线器性能的检测**

X 线机遮线器性能检测是 X 线机验收检测和稳定性检测必须进行的工作。遮线器性能的好坏直接影响成像质量和患者的辐射剂量。遮线器性能的检测包括指示光野与 X 线照射野一致性的检测和指示光照度检测等。

1. *指示光野与 X 线照射野一致性的检测* 该项检测的目的是验证指示灯光野与实际 X 线照射野周边和中心的一致性。其方法是：

(1)将光野-照射野一致性检测板放在床面上，调节焦片距为 100cm。打开指示灯，使遮线器的十字交叉线与检测板的十字线重合，周边与检测板的矩形区重合。

(2)放入暗盒，用合适条件对检测板曝光，并冲洗胶片。

(3)在观片灯上观测实际照射野的大小，并计算各边的实际照射野与指示光野的差值。

(4)沿胶片上高密度区作对角线，其交点为照射野中心，测量该中心与指示光野中心的直线距离，即为中心偏差。

(5)照射野中心和周边均要求与指示光野相差在 2%焦片距以内，否则需调整。

2. *指示光照度检测* 指示光照度检测是验证遮线器的指示光是否达到规定的光照度要求。检测方法是：

(1)调节焦片距为 100cm，指示光野为 35cm×35cm。

(2)关闭室内照明灯,关上窗帘,打开指示灯,对指示光野 4 个象限的光照度分别测量,并记录结果。

(3)每个象限测量 3~5 次,求其平均值。

(4)当机房周围光线影响很小时,一般要求距离 X 线管焦点 100cm 处光照度大于 100lx。每一象限的重复测量值应在 5%以内变化,超出该范围,应重新测量以确定原因。

## 二、X 线电视系统的质量控制

### (一)X 线电视系统质量管理的参数

1. 影像增强管的参数　影像增强管的参数包括视野、输出图像直径、分辨率、影像对比度、转换系数、X 线吸收率等。

2. 真空摄像管的参数　真空摄像管的参数包括光电转换特性和灰度系数、灵敏度、光谱特性、MTF 及分辨率、惰性、信噪比、暗电流等。

3. 固体摄像器件(CCD)的参数　固体摄像器件的参数包括有效光敏单元数、光电转换特性与响应度、光谱响应、MTF 及分辨率、转移效率、惰性、饱和输出电压等。

### (二)质量管理参数的测量

1. 测量仪器　测量仪器一般有示波器、秒表、圆环测量卡、分辨率测量卡、对比灵敏度测量卡、图像亮度鉴别等级测量卡等。

2. 参数测量　X 线电视系统性能参数测量主要是在 X 线管和影像增强器间放置测量参数的标准测量卡,测量卡应靠近影像增强器,通过目测标准测量卡的影像或采用仪器测量的方法,获得 X 线电视系统的特性参数。主要测量以下几个参数:

(1)空间分辨率:分辨率是指沿水平和垂直方向能分辨的最大线对数(LP/cm)。电视系统分辨率标准如表 12-5 所示。测量时,将圆环测量卡贴放在 X 线影像增强器输入面的中心对称位置。调整 kV,mA、监视器亮度、对比度,用目测法观察监视器上应呈现一个完整的圆环图像。

**表 12-5　电视系统分辨率标准**

| 影像增强器输入屏尺寸(mm) | 水平中心分辨率不小于 LP/mm |
| --- | --- |
| 350 | 8 |
| 310 | 10 |
| 230 | 12 |
| 150 | 14 |

将分辨率测量卡贴放在 X 线影像增强器输入屏的中心位置,并使监视器上分辨率测量卡栅条图像与行扫描线垂直。调整 kV,mA 和监视器亮度、对比度,使监视器上的图像分辨率最高,用目测法读出能分辨的线对数。

(2)对比灵敏度:对比灵敏度是指描述图像最小可见层次的能力,一般不大于 4%。测量时,将对比灵敏度测量卡放在 X 线影像增强器输入屏的中心位置。调整 kV,mA、监视器亮度、对比度,使对比灵敏度达到最佳状态。用目测法在监视器上读出能分辨出的测量卡深度最浅的孔,并从表 12-6 中查出相应对比灵敏度值。

表 12-6　对比灵敏度测量卡参数

| 序　号 | 对比灵敏度(%) | 孔深(mm)±0.02 |
|---|---|---|
| 1 | 1.50 | 0.30 |
| 2 | 1.75 | 0.35 |
| 3 | 2.10 | 0.4 |
| 4 | 2.50 | 0.50 |
| 5 | 3.00 | 0.60 |
| 6 | 3.50 | 0.70 |
| 7 | 4.00 | 0.80 |
| 8 | 5.00 | 1.00 |
| 9 | 6.00 | 1.20 |
| 10 | 7.00 | 1.40 |

(3)图像亮度鉴别等级:它是指在最大和最小亮度之间可区分的亮度层次,一般不低于 8 级。将图像亮度鉴别等级测量卡贴放在 X 线影像增强器输入屏中心位置,并在 X 线管侧放置 1mm 厚的铜过滤板。调节管电压为 70kV,调整 mA 及监视器亮度、对比度。用目测法在监视器上读出能分辨的最大图像亮度鉴别等级数。

(4)最低照射量率:最低照射量率是指在规定条件下,能满足图像技术要求,在单位时间内所需的最小 X 线量,其标准见表 12-7。测量时,将分辨率测量卡贴放在 X 线影像增强器输入屏中心位置,并使监视器上分辨率测量卡栅条图像与行扫描线垂直。用纯度为 98%,厚度 20mm,尺寸大于增强器输入屏直径的铝板作模体。模体与 X 线影像增强器输入屏的间距为 10～15cm。将剂量仪的电离室垂直于 X 线入射方向,并靠近 X 线影像增强器输入屏中心位置。调整 kV,mA 及监视器亮度、对比度,用目测法观察监视器上呈现的分辨率线对数达到表 12-8 相应值时,停止调整 kV,mA,剂量仪上读出的数值即为最低照射量率。

表 12-7　电视系统最低照射量率

| 影像增强器输入屏尺寸(mm) | 最低照射量率不小于 μR/s |
|---|---|
| 350 | 50 |
| 310 | 80 |
| 230 | 100 |
| 150 | 224 |

表 12-8　影像增强器的分辨率

| 影像增强器输入屏尺寸(mm) | 水平中心分辨率(LP/cm) |
|---|---|
| 350 | 4 |
| 310 | 6 |
| 230 | 8 |
| 150 | 10 |

(5)图像亮度稳定度：在X线机和X线电视系统间，来控制影像亮度不变的自动调节能力。铝板模体厚度由10mm再增加10mm时，摄像机输出视频信号幅度的变化应不大于3dB，时间响应不大于3s。测量时，电视设备在非自动增益状态下，用示波器测量摄像机输出的视频信号幅度。用10mm厚铝板作模体(铝板尺寸应大于增强器输入屏)，适当调整kV及mA，在示波器上读出视频信号幅度$U_1$，模体厚度再增加10mm，再在示波器上读出视频信号幅度$U_2$。则图像亮度稳定度$L$为：

$$L=20\lg\frac{U_1}{U_2}(\mathrm{dB})$$

上述两块相同的模板，用其中一块进行透视，适当调整kV及mA，然后将另一块模板快速叠放在正在透视的模板上，观察图像的同时并用秒表计时，图像稳定后停止计时，通过秒表就可读出图像从闪动到稳定的时间。

## 第四节　X线机的维护保养

随着科学技术的不断进步，X线机逐渐发展成为集计算机、电子、光学、机械等技术的结构复杂、功能全面、价格昂贵的大型医疗设备。在各级医疗部门的疾病检查中占重要地位。因此正确使用和合理维护X线机，对延长其寿命和充分发挥其效能有重要意义。这就要求操作人员要对X线机的结构、性能、特点等有所了解，还要在使用中严格遵守操作规程，并定期检查保养。

### 一、X线机的正确使用

X线机的正确使用是合理维护的前提和保证，不能正确使用也就谈不上合理维护。错误的操作将会导致浪费药品、增加患者痛苦，达不到诊断目的，甚至导致设备损坏，造成更大损失。

#### (一)X线机的使用原则

1. X线机的操作人员要具有一定的专业知识，并经过严格培训，熟悉机器的性能，并严格按照说明书中的规程正确操作。

2. 每天开机后，应根据室温和机器结构特点，给予充分的预热时间。避免室温较低、机器预热不充分时进行大容量曝光，以免损坏X线管。

3. 曝光过程中，严禁不必要的调节、切换、触动旋钮和开关，并注意观察仪表的指示，以便于发现故障。

4. 工作量较大时，应注意曝光间歇，防止累积性过载。

#### (二)正确的操作规程

操作规程是为保证X线机的正常工作，而根据X线机自身的结构特点及功能制定的一套操作程序。X线机的结构、功能不同，其操作规程差别较大，工作时要严格遵守各自的操作规程。一般"三钮"制X线机的操作规程如下：

1. 开机前，应检查控制台面上的开关、调节器、选择器等是否处于正常位置。

2. 合上电源闸并接通机器电源，调节电源电压至标准位，机器预热。

3. 根据检查需要，进行技术选择，如台次选择、摄影方式选择、透视或摄影条件选择等。

摄影条件选择时，应先选管电流，后选管电压。

4. 透视时踩下脚闸或按下床上的手开关，动作要迅速，用力要均衡，较长时间曝光要注意间歇；摄影时手握曝光手闸，并通过观察窗注意患者位置的移动，无异常方可曝光，曝光时要注意仪表的指示状况。

5. 曝光结束，各调节器、选择器、开关要退回原位，使机器处于初始状态，以备下次使用。

## 二、X 线机的维护

X 线机的维护包括日常维护和主要部件维护。

### （一）日常维护

1. *保持机房干燥*　X 线机中有机械部件和电子、光学器件等，当其受潮后会出现机械部件活动不灵、电参数改变等现象，严重时会因个别元件的霉变、漏电导致烧毁机器，也有可能造成某些部件绝缘强度降低而击穿出现电击等事故。为了保证机器正常运转，不影响工作，必须要保持机房干燥。首先要具有良好的通风条件，此外在清扫机房时，尽量不用水或少用水，不用湿布擦拭机器，阴雨天要关闭窗户等。若发现受潮，应及时干燥处理。

2. *保持机房清洁*　保持机房清洁防止尘土侵入机器内部，是保证机器正常运转的有效措施。尘土会使某些元件接触不良，也可造成电路短路而损坏机器，影响工作。清理机房时最好使用吸尘器，而机器内部清理时最好用电吹风和细毛刷，机械活动部件清理时若发现生锈，应擦拭干净后加润滑油。机器重要部件为防止灰尘沉积，最好用布罩遮盖。

3. *操作要谨慎*　操作机器要谨慎小心，避免震动。特别是透视操作时需移动荧光屏或增强器及相关机械装置等、摄影操作时需移动 X 线管、检查床、滤线器等，若用力过猛强烈碰撞振动后，会导致易碎部件破裂、机械部件变形，使机器损坏造成损失，影响工作。一些整体部件如控制台、高压发生器等需要移动时，也要尽量用力均匀，减少振动和碰撞。

4. *计算机管理*　目前计算机已广泛应用于 X 线机中，若蔓延病毒对其正常使用会造成很大影响。重要软件和文件要做好备份、删除与工作无关的软件，安装杀毒软件并及时升级。

5. *注意安全检查*　X 线机在使用过程中，由于器件的寿命及某些客观原因，总会产生一些不安全因素。所以要随时注意检查，避免发生事故，造成损失。日常检查包括：X 线机供电电源是否正常、控制台各旋钮是否错位、X 线管套是否漏油、管头温升是否过高、机械装置运转是否正常、钢丝绳是否断股、图像显示是否稳定、是否有异常声音和气味等。一旦发现异常，应立即切断电源，进行修复或更换。

### （二）主要部件维护

1. *机械部件的维护*　应经常检查活动部件如诊视床、立柱等的灵活度，定期在轴承及轨道上涂以润滑油，以减少磨损和摩擦；应经常检查电动诊视床的限位开关，特别要注意垂直和负角度的限位；应经常检查各部件间的紧固件，如螺丝、螺母、销钉等是否有松动、脱落现象，要及时紧固。

2. *控制台的维护*　使用时要注意各仪表的指示情况，若有异常，应及时处理；应定期打开控制台对内除尘，并检查继电器、接触器的触点是否氧化、熔蚀、接触不良以及接插件、连接线是否松动、脱落等；要定期用橡皮擦除自耦变压器和碳轮接触处的碳粉，以减小碳轮与导线的接触电阻和防止自耦变压器匝间短路；保护好控制台台面上的仪表、旋钮、开关等；控制台接地是否良好。

3. *高压发生器与X线管头的维护* 无特殊情况不要随便打开高压发生器与X线管头；曝光时随时注意它们内部是否有异常声音，若有应及时判断处理；高压插座内要定期更换凡士林或硅脂，更换时，先将原填充物清除干净，并用乙醚或四氯化碳擦拭高压插头和插座，再涂抹凡士林或硅脂；应定期检查其接地情况。

4. *高压电缆的维护* 高压电缆应保持清洁，切忌受潮、受热、受压、受腐蚀和过度弯曲；避免变压器油浸蚀高压电缆；应经常检查高压电缆两端的金属屏蔽层是否与高压插头的金属喇叭口、固定环连接良好。

## 三、X线机的定期检查

X线机在使用过程中，除了日常维护外，应进行定期的检查。以便及时排除隐患，防止事故发生，延长使用寿命。定期检查一般2年1次，检查内容包括机械部件的检查和电气部分的检查两方面。

### （一）机械部件的检查

X线机的机械部件较多，如诊视床、摄影床、X线管支持装置等。对机械部件的检查，不仅检查有明显损伤的部件，还要把已有潜在故障的部件检查出来。应主要检查：

1. *活动部件的检查* 检查并清洗所有滑轮、轴承、传动装置、齿轮变速装置、导轨等。发现损坏或即将损坏的部件，要进行更换，并加注润滑剂。

2. *钢丝绳的检查* 检查各种平衡用及传动用的钢丝绳，若有断股或严重折痕的都要更换，并清除锈斑，用机油润滑。更换时要注意安全，更换的钢丝绳松紧要适度。

3. *紧固螺钉的检查* 检查各紧固螺钉，特别是影响机器稳定安全的螺钉，如立柱调节杆紧固螺钉、限位开关的固定螺钉、平衡铊固定螺钉等，若松动应重新紧固。

### （二）电气部分的检查

1. *电源线的检查* 检查电源线绝缘层有无老化、破裂现象，有无过负荷痕迹。若绝缘层老化变脆，必须更换。

2. *控制台内电路的检查* 目前X线机的种类繁多，特别是计算机控制的X线机，电路复杂，元件密集。应在除尘的基础上，重点检查接触器触点、继电器、自耦变压器等，检查连接线、接插件有无松动、电解电容有无漏液、线路板有无腐蚀等。检查过程中一定要认真仔细，不能因检查而引起新的故障。

3. *限位的检查* 应全面检查电动诊视床各限位开关的限位是否准确、电动遮线器限位开关的限位是否准确；检查X线管各方向的电磁锁止是否正常、点片架的锁止是否正常、浮动式摄影床面的锁止是否正常等。

4. *接地装置的检查* 检查接地线与X线机各主要部件，如控制台、高压发生器、检查床等的连接是否良好，还要测量接地电阻是否符合要求。

### （三）性能测试

X线机使用一定时间后，主要性能参数可能发生变化，出现不准或不稳定的现象。因此，应对反映X线机性能的主要参数进行测量和调整。其测试方法见本章第三节。

# 第五节　X线机的故障检修

X线机在使用过程中会发生各种故障。故障发生后，轻者使X线机的性能下降或不稳定，重者使X线机不能工作。为了有效、快捷地进行故障检修，检修人员需要具有故障寻找和检修的思维方法与手段，还要有对具体问题进行具体分析的逻辑思维能力。这要求检修人员不仅需要广泛的理论学习，还需要大量的实践积累。

X线机的故障多种多样，常见故障可分为机械故障和电路故障两大类。机械故障一般是机件变形或断裂、转动件失灵或卡死、固定件松动或松脱等，且故障发生率较低，也容易发现。故本节以"三钮"制X线机为例，对电路故障检修进行简要讲述。

## 一、X线机的电路故障与检查方法

### (一)电路故障的分类及特征

1. *断路故障*　是指电路中的连接线折断、松脱、接触器触点未闭合等原因，造成电路不通的现象。其特征是电路中电流为零或远低于正常值。该故障发生后，将会导致局部电路或整机电路停止工作。

2. *短路故障*　是指电路中的连接线绝缘被破坏、绝缘强度下降被击穿或连接线松脱后与不同的电位点搭接等原因，造成电流直接通地或走了旁路的现象。其特征是电路中的电流突然变大。该故障发生后，能烧毁保险，甚至烧毁连接线和元件，导致X线机不能工作。

3. *接触不良*　是指电路中的连接线松动、接插件接触不牢、接触器或继电器触点受损等原因，造成电路似接非接、似断非断、时通时断的现象。其特征是无规律性，时有时无，电路工作极不稳定。

4. *元件损坏和老化*　元件损坏是指电路中的元件因自然寿命、质量不佳、使用不当等原因，使其失去原有性能而无法使用。如X线管真空度降低、晶体管击穿、电阻烧断等。这种故障除元件本身不能正常工作外，故障特征最终表现为电路的短路或断路。

元件老化是指元件尚未损坏，但性能或参数已发生变化，如电阻器阻值变大、电容器轻微漏电、X线管输出下降等。这种故障无明显特征，是渐变性的，随着时间的推移老化逐步加剧，直至损坏。对这种故障应及早发现和排除。

### (二)故障产生的原因

故障产生的原因，可归纳为以下几个方面：

1. *正常损耗*　虽然机器在额定条件下，按规定程序操作，只因为元件随使用时间的增长而性能下降、工作不稳定最终损坏的现象，即使用寿命终止。如X线管灯丝随发射电子能力的逐渐下降直至被烧断，需更换新的X线管。同样，其他元件也有一定寿命，当然其寿命没有确切的时间，与维护保养有关，合理的维护能延长其寿命，但最终还是要损坏。

2. *使用不当*　使用不当会造成X线机直接或间接损坏，从而影响工作。如小型X线机一般没有容量保护装置，若所选条件超过其能承受的最大容量，就会因一次性过载而损坏X线管和其他元件。中大型X线机虽带有容量保护装置，但仅是一次性保护，若频繁不断地曝光，最终因X线管阳极累积热量超过其承受的最大值时，同样损坏X线管。

3. *维护不当和维修不及时*　不严格执行日常维护和定期检修制度或发现故障隐患而不

及时排除，就会使不应发生或不应扩大的故障发生或扩大。如管头高压插座中的填充物在温度较高时溢出，若不及时填充，内部空气不断增多造成插头插座沿面放电；X 线管头漏油时，若不及时检修，会因内部缺油而发生高压放电，甚至损坏 X 线管。

4. *调整不当* 若机器调整不当就投入使用，不但不能充分发挥机器的效用，甚至会造成元件损坏，造成重大损失。如代表机器主参数的管电流因调整不当过高时，不仅影响工作质量，还会过早损坏 X 线管；高压接触器的防突波触点调整不当会造成高压元件击穿。

5. *元件质量不佳* 质量欠佳的电气元件在额定条件下正常使用，时间不久就会损坏。如电解电容短期内漏液、晶闸管被击穿、继电器线圈烧断等。但在分析元件损坏的原因时，不可轻易给元件下质量不佳的结论，因为有时元件的损坏是因电路内潜在的故障未被及时发现造成的。

6. *电源的影响* X 线机对电源的要求非常严格，电源波动较大或相序改变，都会使机器工作不正常，甚至会损坏元件或造成事故。如电源电压过低，接触器会出现吸合不牢或不吸合现象；外电源检修后，可能出现三相电源的相序改变，这时诊视床会向着指定的相反方向运转，若不及时调换接线，一旦操作人员疏忽，就会发生故障甚至事故；有的机器三相电源的相序不合要求时不能工作。

7. *使用环境的影响* 机房温度要求比较严格，一般应控制在 18～22℃之间，湿度应控制在 40%～60%之间，温度过高或过低、湿度超出要求范围，对 X 线机的某些特殊部件将会产生不良影响。轻者影响其性能，重者将会缩短使用寿命，导致整机故障。另外，还要保持室内清洁，因为灰尘落到机器内的元器件、线路板上，会引起短路、漏电、接触不良等故障，造成不必要的损失。

**（三）故障检查的基本方法**

1. *直观法* 也称感触法，即利用人的感官通过看、听、嗅、触摸等手段来确定故障的方法。如用眼观察 X 线管灯丝是否燃亮，电路中有无打火、放电，接线是否脱落等；用耳听机器有无异常声音，旋转阳极是否启动运转，接触器、高压交换闸是否工作等；用鼻闻气味判断元件及电路有无烧焦或击穿等；机器断电后，用手触摸某些元件试其温度，判断电路是否正常。

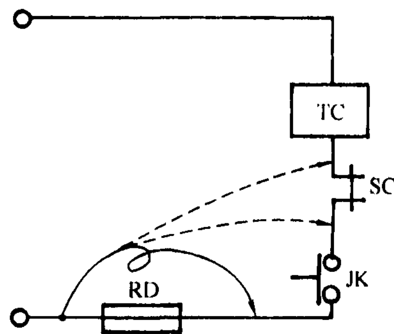


**图 12-7 短路法示意图**

2. *短接法* 是用导线把由开关、继电器或接触器触点等控制通断的两点直接接通而查出故障的方法。该方法多用于低压电路中断路故障、接触不良故障的检查。此法简单易行，只需一条夹子线，通过逐点短路的方法查出故障，是检查断路故障极为有效的手段。如图 12-7 所示，TC 是透视接触器线圈，SC 是摄影接触器的常闭触点，JK 是脚闸。正常情况下，透视时踩下脚闸 JK，TC 应得电工作，若 TC 不工作，说明电路发生了断路故障。此时可用短路法检查，将 RD，JK，SC 逐一短接，短到哪一部分后 TC 工作，则被短路部分发生了断路故障。若全部短路后，TC 仍未工作，可断定 TC 线圈断路。

3. *切除法* 又称隔离法，是根据电路结构和故障现象，断开一部分电路，检查另一部分电路，逐渐缩小检查范围而查出故障的方法。该方法多用于电路发生短路故障的检查，也是对疑难故障进行定位的有效方法。如图 12-8 是一个 X 线机的灯丝电路。开机后，RD 烧毁，说明

该电路发生了短路故障，可用切除法判断故障所在。首先把 203，223 号导线拆下，换上新保险试验，若故障仍存在，说明故障在稳压器；若故障消失，说明故障在后面电路中，此时可断开 $B_5$ 的接线，将 203，223 复原，换上新保险再试，若故障存在，说明大焦点电路的故障；若故障消失，说明故障在小焦点电路(不能排除不是灯丝次级的故障)。这样逐渐缩小范围就能查出故障所在。

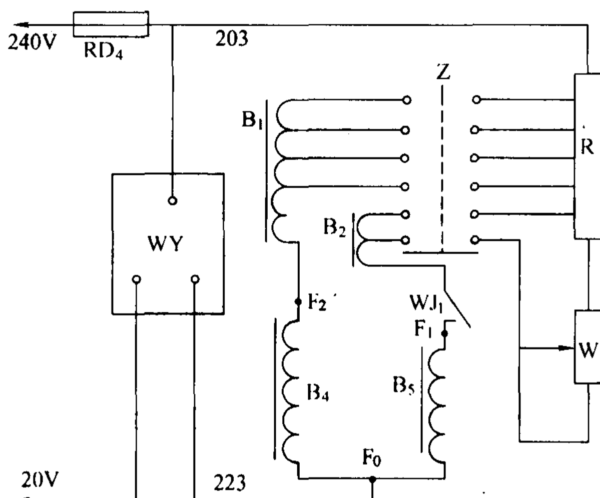



图 12-8 切除法示意图

4. **替代法** 又称置换法，是指用型号相同或参数相近的元器件及电路板替代可疑部件进行检查的方法。用人工驱动接触器、继电器等的动作进行检查也可认为是替代法。该方法适合于对电路的某一元件有怀疑，但又无条件对该元件或电路板进行鉴别的情况下使用。需要注意，替代前必须对电路中的电参数进行测定，只有在电参数正常的情况下才能替代，避免损坏替代件，造成损失。

5. **测量法** 又称仪器仪表法，是借助测试仪器仪表，如万用表、示波器等进行故障检查的方法。该方法适用于各种故障的检查，是应用最普遍，"定量"判断最准确的方法。因此作为维修人员必须掌握常用的功能和使用方法，并根据不同的故障现象，选择合适的仪器仪表进行检查测量。

在 X 线机的故障检查中，上述方法要灵活运用，有时只用一种方法，有时用几种或全部方法。总之，必须理论结合实际，在实践中不断积累经验，才能快速有效地排除故障。

**(四)检修原则与注意事项**

1. **检修原则** 检修人员要有检修 X 线机的专门知识和一定的维修经验，能有效利用相关资料和数据，能分析电路，并具有良好的工作作风；能根据故障特征进行综合分析，并制定检修计划；检修后应对机器进行试验和调整，并填写维修记录。记录包括检修对象、故障现象、检查结果、处理方法等，若对原电路进行了改动，应详细记录改动情况。

2. **注意事项**

(1)核实现象：检查前应了解故障时的各种现象，如仪表指示、图像显示、声音、气味等。必

要时可进行针对性地试验核实，但不能连续多次重复试验，以免扩大故障。

(2)查阅资料：阅读说明书，熟悉电路结构、工作程序。根据故障现象，确定故障性质以及故障可能发生的位置。

(3)标记清楚：检修时不可避免地要拆卸接线、元件、电路板等，必须要认真做好标记，以免复原时遇到麻烦，造成新的故障。

(4)管好电源：管好电源闸，必要时在电源闸上挂上“正在检修”字样的标记，根据检修的需要，及时接通和断开，要严格管制；低压电路检修或测量X线管灯丝电压时，要把控制台接线板上高压初级接线拆下，并短路接地；高压电缆检查时，由于芯线和金属屏蔽层间存在电容能储存电荷，因此应先对地放电后再检查，以免电击；对大容量、高电压电容器检查时，也应先放电后检查。

(5)注意防护：检查故障时，尽量用空载试验或假负载试验检查，必须进行曝光试验时，应关闭遮线器，并用铅橡皮或铅皮把X线管头窗口处遮盖。

## 二、低压电路故障检修

### (一)电源电路故障检修

1. *故障判定依据*　正常的电源电路，在合上电源闸按动开机按钮后，能听到电源接触器的吸合声及自耦变压器得电后发出的嗡嗡声，电源指示灯亮，电源电压表有指数且受调，并输出所需的工作电压。上述各项若发生异常，可判定是电源电路发生故障。

2. *故障检查程序*　根据电源电路的结构和工作程序，可按如图12-9所示的正向或逆向程序进行检查，就能找出故障所在。

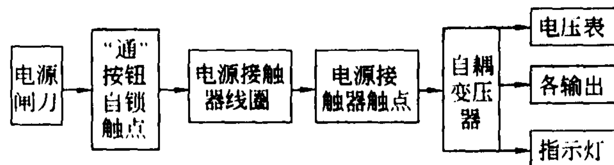



**图12-9　电源电路故障检查程序**

3. *故障检修举例*

(1)按下开机按钮，电源接触器吸合，自耦变压器得电，电压表有指数；松开开机按钮，电源接触器释放，自耦变压器失电，电压表无指数。

故障分析：通过分析电路结构可知，另外与电源接触器线圈得电有关的，只有电源接触器的自锁触点。所以，此现象只能是自锁触点接触不良或连接线松脱。

故障检修：直接检查电源接触器的自锁触点和连接线。若是自锁触点的问题，应对触点进行适当处理，无法处理时应借用其他空闲触点；若是连接线松脱，重新接好即可。

(2)按下开机按钮，电源电路的熔断器立即烧断。

故障分析：这种现象是电路中发生短路故障的典型表现。由于电源电路是X线机的总电源，其他电路发生短路，也可能造成电源熔断器烧断。所以，应首先判定故障是否发生在电源电路，再进行检查。

故障检修：该故障的检查应使用切除法，尽量以最少的试验次数，判断出故障所在，避免试验次数过多使故障扩大。

第一，切断自耦变压器次级的负载（一般是拆除熔断器），将电源熔断器换成 5A 后开机。若现象仍存在，短路肯定在电源电路（按第二、第三条检修）；若现象消失，短路在其他电路（按第四条检修）。

第二，观察电路连接线有无脱落碰地，电源电压调节碳轮有无滑出自耦变压器绕组而碰地。

第三，从控制台接线板上拆下自耦变压器接线，换上熔断器开机。若现象仍存，是电源接触器线圈或连接线短路，用万用表 Ω 档测量即可发现短路所在；若现象消失，是自耦变压器绕组短路或对地漏电，用 MΩ 表测绝缘电阻即可断定。

第四，若短路在其他电路，可将第一项中切断的负载逐一复原，每复原一项通电一次，哪一项复原后又烧熔断器，短路一定在该电路中。

**（二）X 线管灯丝加热电路故障检修**

X 线管灯丝加热电路分初级和次级两部分，初级属于低压电路，其电路和元件在控制台内；次级属于高压电路，其电路从高压发生器到 X 线管。为便于故障分析，在此两电路一起讲述。

1. **故障判定依据** 可通过测量灯丝变压器初级电压进行判定，其方法是根据电路上灯丝变压器初级连接线标出的编号，在控制台内接线板上找到接线位置，负荷条件下测其电压值。若该值与说明书提供的数据差异较大，可判定灯丝加热电路有故障。当电压远大于正常值时，可判定次级电路发生断路或接触不良故障；当无电压时，可判定初级电路发生断路或接触不良故障；当有电压但远低于正常值时，可判定初级电路中稳压电源有故障或次级电路有轻微短路故障。

2. **故障检查程序** 该电路的检查程序可参照图 12-10。具体检查时，可分段进行，即先初级，后次级，最后查 X 线管灯丝。初级电路主要测量 $F_0$ 和 $F_1$，$F_0$ 和 $F_2$ 之间的交流电压；次级电路主要测量 X 线管头端阴极高压电缆插头上公用插脚与大、小焦点插脚间的交流电压，X 线管灯丝的测量是从管头阴极插座内测公用插孔与大、小焦点插孔间的电阻。

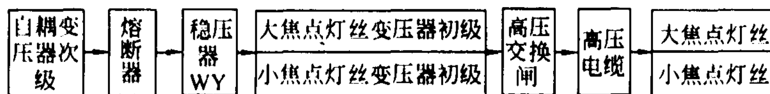



**图 12-10 X 线管灯丝加热电路故障检查程序**

3. **故障检修举例**

（1）$F_{30}$-ⅡD 型 X 线机透视和小焦点摄影时灯丝不亮，但大焦点摄影时灯丝亮度正常。

故障分析：透视和小焦点摄影时灯丝不亮，说明小焦点灯丝加热电路发生了断路故障；大焦点摄影时灯丝亮度正常，说明电源及稳压器工作正常。可断定故障发生在初级电路的毫安调节电阻和小焦点灯丝变压器初级绕组上，以及次级电路的各元件或元件的连接上。

故障检修：对 X 线管灯丝加热电路进行检查前，必须拆下控制台接线板上高压初级连接线，以防电击。

按故障检查程序和电路结构图上各线的编号，在开机状态下，对小焦点灯丝加热初级电路和次级电路的输出电压进行逐一测量，哪一级无电压，故障就在该级中，然后再检查该电路中各元件及连接线有无断路或接触不良，就可查出故障。

(2)XG-200 型 X 线机小焦点摄影或大焦点摄影时，X 线管大、小焦点灯丝同时燃亮，但亮度较暗(或不亮)。

故障分析：此现象说明大、小焦点摄影时，灯丝加热初级电路有电压输出；大、小焦点灯丝同时燃亮，说明灯丝加热电流同时流过两个灯丝。事实上，只有次级公用线断路时才会出现这种现象，因为次级公用线断路后，大、小焦点灯丝变压器的次级和两个灯丝共同形成一个回路。灯丝加热电流不足，其亮度变暗且不发射电子。

故障检修：拔出阴极高压电缆，测量公用线是否断路。若无断路应打开高压发生器顶盖，检查高压交换闸公用触点及连接线是否接触不良或断路。这种故障发生在高压发生器内的可能性较大，但也不可忽略高压插头插脚和高压插座插孔的连接及管头内连接线的脱落问题。该故障也可通过电压测量法，来分段排除故障。

**(三)高压初级电路故障检修**

1. *故障判定依据* 该电路正常时，开机后 kV 表有指数且受调，同一管电压下切换毫安时，kV 表指数有变化；控制该电路通断的接触器触点闭合或晶闸管导通时，高压初级 $P_1$，$P_2$ 两端应有电压，且与预置的管电流和管电压相对应。当 kV 表指数异常和曝光时高压初级 $P_1$，$P_2$ 两端无电压或电压异常时，可判定高压初级电路故障。

2. *故障检查程序* 对高压初级电路故障检查时，一般需在曝光条件下进行，为了安全，应将高压初级连接线从控制台接线板上($P_1$，$P_2$)拆下，换成两个串联的 220V，100W 的灯泡代替高压变压器初级绕组，从灯泡是否燃亮和亮度变化，判断电路工作是否正常。需观察高压初级电压时，可再接一个 450V 量程的交流电压表。故障检查程序如图 12-11 所示。

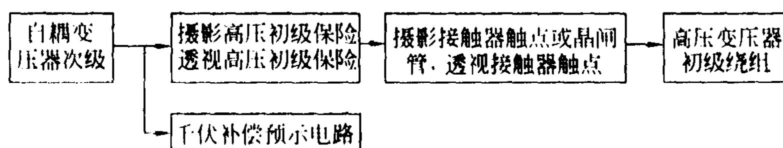



**图 12-11 高压初级电路故障检查程序**

3. *故障检修举例*

(1)$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机，透视时透视高压接触器工作，但高压变压器初级 $P_1$，$P_2$ 两端无电压。

故障分析：此现象说明透视高压初级电路发生了断路或接触不良故障。该机型的透视高压初级电路中，串联了一个限流电阻，因初级电流较大、工作时间较长时容易烧断，检查时不可忽略。

故障检修：关机状态下，先检查限流电阻是否断路，若无断路，再检查熔断器有无断路、自耦变压器次级和透视管电压调节碳轮接触是否良好、透视高压接触器的主触点是否闭合或接触不良。

(2)某中型 X 线机,100mA 大焦点摄影时,kV 表无指数,其他正常。

故障分析:因 kV 表与管电压补偿电路串联,且受摄影管电流选择器控制。kV 表无指数说明管电压补偿电路、摄影管电流选择器和 kV 表的某一项发生了断路或接触不良。

故障检修:对摄影管电流选择器的毫安进行逐档切换,若 kV 表都无指数,故障发生在公共部分,即 kV 表、电源补偿电位器及连接线上。用测量法先测可能出现断路或接触不良的地方,可用代替法或单独瞬间通交流电的办法检查 kV 表的好坏。若只在 100mA 档 kV 表无指数,故障在 100mA 档对应的补偿电路中,如该档按钮或开关接点接触不良、管电压补偿电阻断路等。

**(四)限时电路故障检修**

1. 故障判定依据　限时电路是控制曝光时间的电路,正常时,能按预置的时间控制 X 线的发生和停止。当出现曝光不停、曝光时间长于或短于预置时间、预置时间不同而曝光时间相同等现象时,可判定是限时电路故障。

2. 故障检查程序　限时电路多采用电子电路,但电路结构差异较大。在进行故障检查时,应按照不同电路的原理,分析可疑元件,并对其进行参数测量,判断故障所在。故障检查程序如图 12-12 所示。

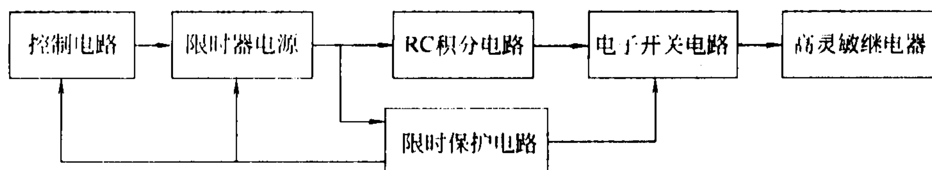



**图 12-12　限时电路故障检查程序**

3. 故障检修举例

(1)$F_{30}$-ⅡD 型 X 线机,在各时间档摄影曝光时,出现曝光不停现象(该电路本书未讲,可针对电路自我分析练习)。

故障分析:由电路结构及原理可知,机器能曝光说明继电器 $JD_4$ 已工作,限时器电源正常。曝光不停说明极化继电器 $JD_5$ 未工作,$JD_4$ 线圈不能断电,切不断高压接触器 $JC_3$ 线圈的得电电路。$JD_5$ 的工作与否,受辉光管 $G_7$ 是否起辉、限时电容 $C_3$ 能否正常充电等因素制约。因此,应按检查程序对 $JD_5$、$G_7$ 和 $C_3$ 及相关连接线进行检查和测量。

故障检修:拆下高压初级连接线,换上 220V,100W 灯泡,用 50mA、50kV(不能太高,防止烧毁灯泡)、1s 的条件曝光,观察 $G_7$ 是否起辉。若 $G_7$ 起辉,说明 $JD_5$ 常闭触点打不开,$JD_5$ 发生故障;若 $G_7$ 不起辉,可用 $G_8$ 代换试验;若 $G_8$ 起辉,说明 $G_7$ 损坏,$G_8$ 不起辉是 $JD_5$ 线圈(12,13)短路或 $C_3$ 漏电、击穿。依次测量 $JD_5$ 线圈电阻和 $C_3$ 两端的充电电压(约 105V),即可鉴别。

(2)$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机摄影时,预置曝光时间在 2s 以下各档,其实际曝光时间都为 2s,预置时间在 2～3.5s 各档,其实际曝光时间都为 3.5s,蜂鸣器发出叫声。

故障分析:该机限时电路由主控限时和辅控限时两套电路组成,当主控电路失灵后,辅控电路分 2s,3.5s,6s 三个时间段进行保护。因上述现象恰好符合电路的设定时间,故可断定是

主控电路失灵，而辅控电路及其电源工作正常。

故障检修：可直接对主控电路的限时电容器 $C_3$，单结晶体管 $BG_6$，晶闸管 $BG_7$ 和三极管 $BG_5$ 进行检查。方法是拆下控制台接线板上高压初级连接线，换上 220V，100W 灯泡，用 50mA，50kV，1s 曝光，分别测量 $C_3$ 的充电电压、$BG_7$ 控制极的触发电压和 $BG_5$ 的基极电压，初步判断故障所在。并可用该机的 $BG_8$ 代替 $BG_7$，$BG_{101}$ 代替 $BG_5$ 进行试验，就可查出损坏元件。

**(五)控制电路故障检修**

1. *故障判定依据*　控制电路是 X 线机电路中结构最复杂差异最大的部分。广义地讲，限时电路、旋转阳极启动及保护电路、X 线管容量保护电路、透视控制电路、摄影控制电路、点片控制电路、技术选择等皆属于控制电路。电路工作程序的起端是脚闸或手闸，终端是高压接触器或主晶闸管触发信号电路。正常情况下，踩下脚闸或按下手闸时，透视高压接触器或摄影高压接触器线圈得电，并有吸合声，主晶闸管控制极有触发电压；是旋转阳极 X 线管的应听到阳极启动运转声。当曝光时听不到接触器的吸合声、旋转阳极的运转声，或发现限时异常、容量保护异常以及本电路熔断器烧断等，可判定控制电路故障。

2. *故障检查程序*　透视控制电路相对简单，摄影控制电路范围较广，从按动手闸到高压接触器工作或主晶闸管有触发信号，要经过许多环节。所以，对该电路检查时，应紧密结合具体电路的工作原理和图 12-13 所示的检查程序。先对继电器、接触器等的工作状况进行观察，以缩小故障范围，然后对可疑元件进行检查和参数测量等。

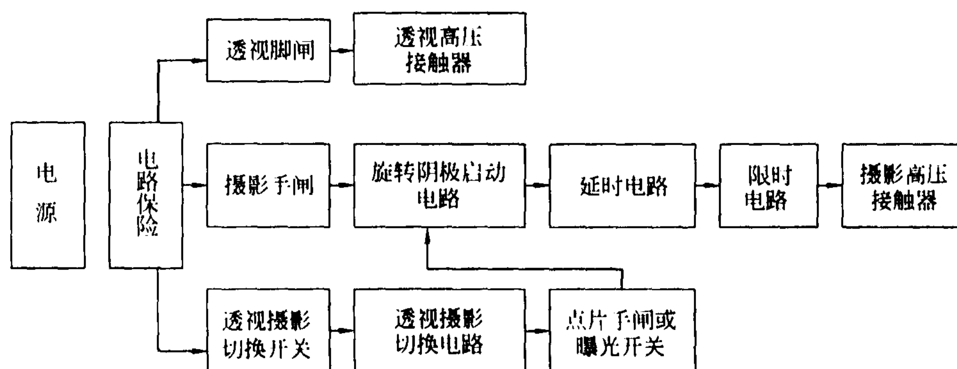



**图 12-13　控制电路故障检查程序**

3. *故障检修举例*

(1)XG-200 型 X 线机普通摄影时，旋转阳极启动运转正常，但高压接触器 SC 不工作。

故障分析：旋转阳极启动运转正常，说明电源和旋转阳极启动和保护电路正常，故障应发生在延时电路、限时电路和高压接触器线圈所在的电路。可根据普通摄影时各继电器的工作顺序，观察其(XSJ，JSB)是否工作，就能判断故障在哪一路。

故障检修：拆下控制台接线板上高压初级接线，开机并调电源电压至标准位，用 50mA、50kV、1s 曝光，观察延时继电器 XSJ、限时继电器 JSB 是否工作。哪一个不工作，故障就在该

继电器线圈所在电路或继电器本身。对其检查就可找出故障。

(2)$F_{78}$-Ⅲ型 X 线机普通摄影正常，滤线器摄影时，按下手闸预备后控制电路熔断器烧断。

故障分析：可判定电路发生了短路故障。通过对普通摄影和滤线器摄影的控制电路比较，滤线器摄影时只增加滤线栅电磁吸合线圈、整流电路、受电磁线圈控制的曝光触点。可见短路发生在电磁吸合线圈及整流电路中。

故障检修：拆下床面移动限位块，推开床面露出滤线器，分别测量线圈和 4 个整流二极管是否短路或击穿。一般多为二极管击穿，然后用同型号或规格稍大一点的二极管替换即可，最好 4 个同时更换。

## 三、高压电路故障检修

**(一)故障判定依据**

X 线机低、高压电路都正常的情况下，曝光时高压次级应产生与预示值相同或接近的高压输送到 X 线管两极，毫安表的指数也应与预置的管电流相同或接近。若各低压电路正常，曝光时出现毫安表指数异常、有异常气味或异常声音、高压电缆无高压输出等现象时，可判定高压次级电路有故障。

**(二)故障检查程序**

当判定电路击穿或短路时，应采用切除法按图 12-14 分段，将 X 线管、高压电缆逐一从电路中切除，哪部分切除后击穿现象消失，击穿就在被切除部分。高压电缆切除后，若击穿现象仍在，击穿在高压发生器内，应打开高压发生器顶盖，对高压整流器、高压变压器、灯丝变压器、高压交换闸及连接线等进行检查。

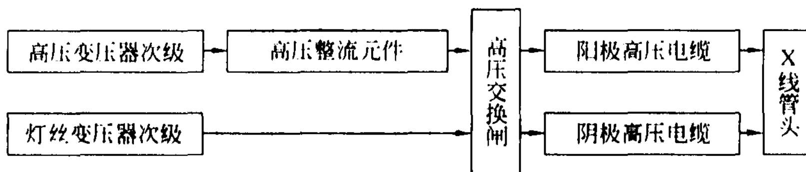



**图 12-14　高压次级电路故障检修程序**

若怀疑高压次级电路断路而无高压输出时，可使用测量仪器通过测量鉴别，也可通过做高压输出试验判断。高压输出试验的方法是从管头端拔出阳极高压电缆，关机情况下，使高压插头的插脚对地放电，然后在插脚上系一条细棉纱，并将高压电缆悬空吊起固定，插头 50cm 半径空间内无导电体，用低管电压进行曝光。若棉纱飘起，证明有高压输出；若棉纱无变化，则无高压输出。然后对元件进行测量，确定故障所在。

**(三)故障检修举例**

1. XG-500 型 X 线机摄影曝光时毫安表指针冲满度。

(1)故障分析：毫安表指针冲满度说明流过毫安表的电流远超过毫安表的量程，是电路短路或元件击穿的表现。应按故障检查程序分段检查。

(2)故障检修：XG-500 型 X 线机为双床三管(或双床双管)结构，可先用交换 X 线管的方法，判断 X 线管的好坏。若透视时故障现象消失，说明高压发生器无异常，故障在摄影 X 线管

或与该管连接的高压电缆；若透视时故障现象仍存在，故障多在高压发生器内，摄影X线管或与该管连接的高压电缆应正常，因为两个X线管或两对高压电缆同时出现故障的可能性很小。

若故障在摄影X线管或与该管连接的高压电缆，可从管头端拆除高压电缆，隔离固定后曝光，若现象仍存在是高压电缆击穿，通过观察和闻气味即可找出；若现象消失，多数是X线管真空不良造成，应予以更换。

若故障在高压发生器内，多是高压整流器中的一个或两个击穿。先将高压发生器上的高压电缆拔出，并在插座内注入变压器油，以较低管电压曝光，若是真空管整流，应打开高压发生器面板的观察窗，观察管内是否有辉光，即可确定故障；若是高压硅整流器整流，可先用切除法（即先拆除X线管一端相邻的两个）后用代替法判断。

若将4个整流器全部拆下，击穿现象仍存在，应检查高压变压器、灯丝变压器及绝缘支架，抬出整个固定支架，仔细观察或测量，就会找出故障。

2. 一台单相全波整流X线机，摄影毫安选择器置任何一档，曝光时毫安表指数只有预示值的一半左右。

（1）故障分析：这是高压次级电路中特有元件发生故障造成的现象。单相全波整流电路由4个整流器分两组对交流电完成整流任务（电路图上相对的两个是一组），任一组的一个或两个断路，都会造成半波整流，使管电流减半并反映在毫安表上。所以应检查整流元件。

（2）故障检修：用高压真空整流管整流的，一般是整流管灯丝断路，直接观察就能找出损坏件。用高压硅堆整流的，先将某一组的两个拆下，用50mA，50kV，1s曝光，若现象不变，是拆下的两个中一个或两个断路，未拆的正常。然后用可疑件，逐一替换正常件，既可判断出断路件。

## 四、整机常见故障检修

在实际应用中，X线机发生故障后，要么X线不按预置的条件发生，要么不发生。造成这个结果的原因，在于X线机的有关电路发生了故障，至于哪一个电路的故障，只有熟悉X线机整机故障的综合分析和检修方法，才能准确、快速地判断故障所在。

### （一）整机故障判定依据

1. *X线机发生X线的条件* 其条件有两个。一是X线管的灯丝要正常加热；二是X线管的两极要有高压。当X线机不发生X线时，要以以上两点为依据进行判断推理，查出故障所在电路。

2. *仪表指示情况* 主要仪表是电源电压表、kV表和mA表。X线机正常时，电源电压表指示稳定且受调，曝光时指数略有下降；kV表的指数除稳定、受调外，还要随摄影毫安选择的不同而发生变化（管电压补偿造成），曝光时指数略有下降；毫安表指数在透视时应稳定和受调，在摄影时应与预示值相同或接近。当机器发生故障时，上述仪表一个或几个要发生指数的异常。仪表指数的异常，对判断故障非常重要。

### （二）整机故障检查程序

首先，根据故障现象和仪表指示情况，确定故障性质及故障可能在高压电路还是低压电路；其次，根据整机工作程序和各基本电路的相互关系，经过分析和试验，缩小故障范围；第三，结合X线机基本电路的检查程序，利用合理的检查方法，对可疑电路进行检查。

**(三)整机常见故障检修**

1. X 线机无 X 线发生,且毫安表无指数,电源电压表、kV 表指数无变化。

(1)故障分析:从上述现象可以断定曝光时高压次级电路无电流通过,且高压初级电路中电流较小,对电源电压表、kV 表指数无影响,所以无变化。该故障是短路故障的综合表现。

(2)故障检修:该故障可按图 12-15 所示的程序进行检查。另外,也不可忽视 X 线管灯丝的检查。

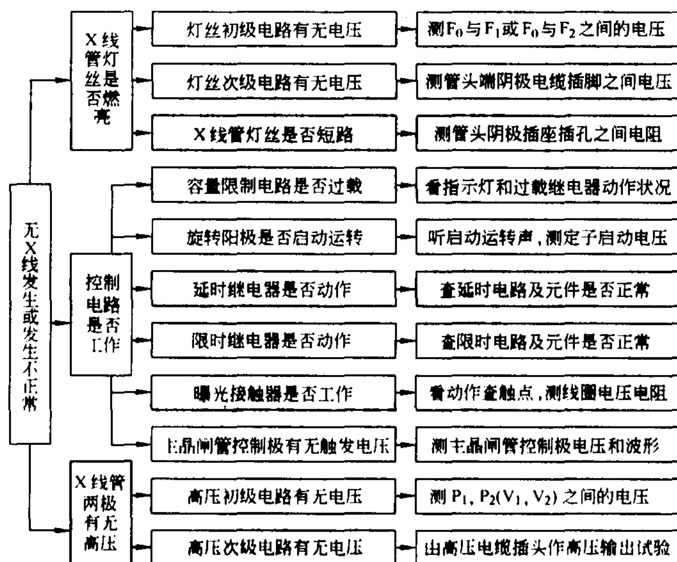



**图 12-15 X 线机不发生 X 线(断路)时的检查程序**

2. X 线机曝光时,毫安表指针冲满刻度,电源电压表、kV 表指数大幅度下跌,高压初级电路熔断器烧断。

(1)故障分析:由故障现象可断定高压次级电路发生短路或击穿故障,导致次级电路电流过大,毫安表指针冲满刻度;同时引起高压初级电流的增大,并超出额定值,使熔断器烧断;高压初级电流的增大使高压初级电压降变大,导致电源电压表、kV 表指数大幅度下跌。

(2)故障检修:该故障可按图 12-16 所示的检查程序进行检查。

3. X 线电视透视时,有光栅无图像。

(1)故障分析:应首先熟悉影像增强电视系统的组成及成像过程。有光栅无图像(若 X 线发生正常)应首先检查增强器输出屏有无图像,若有再逐级向后检查。

(2)故障检修:该故障可按图 12-17 所示的检查程序进行检查。

4. X 线电视透视时,图像的空间分辨率不良。

(1)故障分析:该现象是指监视器上有图像但不清晰,细微组织分辨不清,无法诊断。出现该现象的原因是影像增强器、光学系统、摄像机、视频电路频率特性或监视器不良。

(2)故障检修:该故障可按图 12-18 所示的检查程序进行检查。

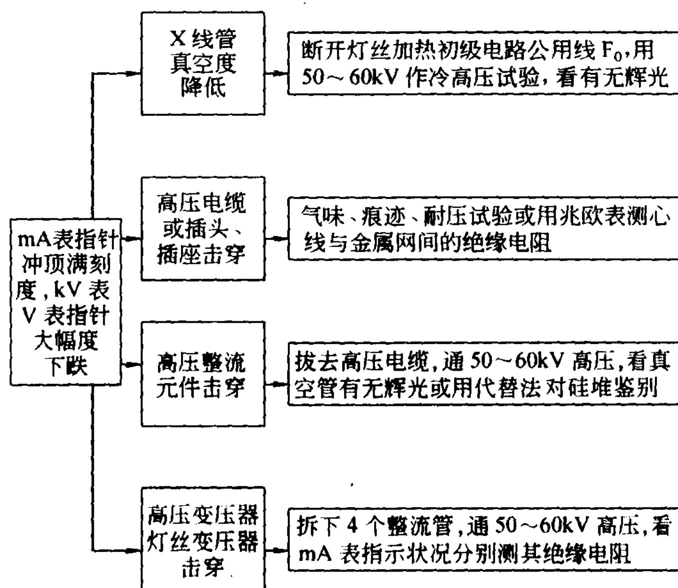



**图 12-16　高压次级电路短路(或击穿)时的检查程序**

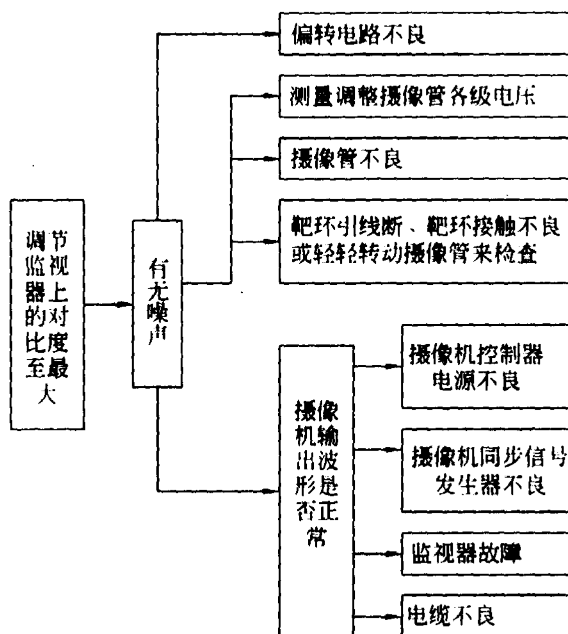



**图 12-17　有光栅无图像检查程序**

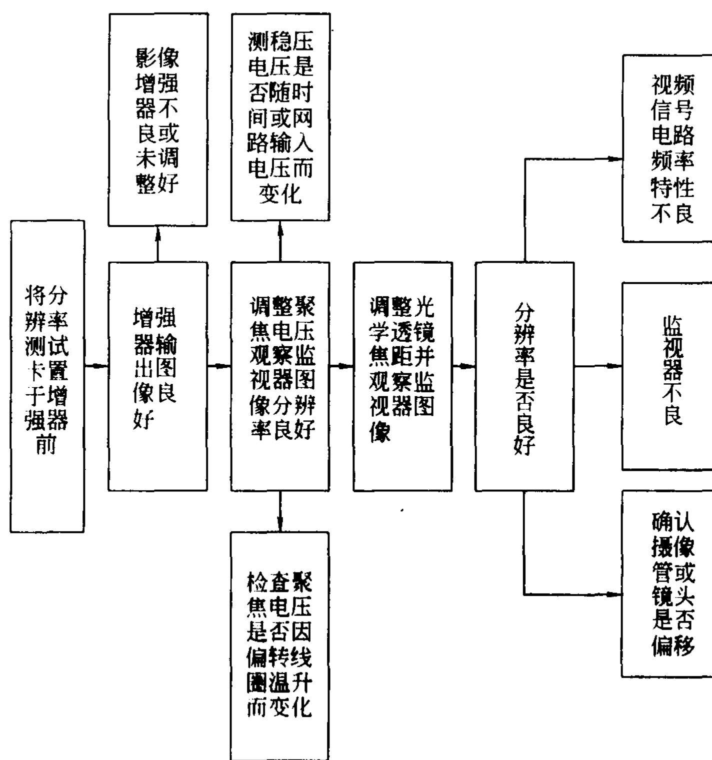



图 12-18　空间分辨率不良检查程序

（山东医学高等专科学校　张佐成）

# 第13章 CT

## 第一节 概 述

CT是计算机体层成像(computed tomography)的英文缩写,是X线发现以来在应用方面的一次革命性拓展。

从20世纪初人们就已证实,从物体同一层面的多方向投影中可以计算出原始层面的特征分布。1963年,美国塔夫茨大学数学家柯玛克(Allan Macleod Cormack)解决了CT图像重建的数学问题。英国EMI公司工程师亨斯菲尔德(Godfrey Newbold Hounsfield)从1968年起,进行了相关的计算机重建技术的研究,1971年成功地重建出了断面图像。1972年CT正式面世。鉴于他们的贡献,1979年亨斯菲尔德和柯玛克教授一起获得了诺贝尔医学奖。

CT是非介入检查,影像的密度分辨率高、获得的横断面图像没有邻近组织的干扰,后处理可以得到各种效果的图像,所以面世后很快受到重视和欢迎。更重要的是,CT开创了数字影像的先河,从此,各种数字影像设备相继出现。

### 一、CT的基本原理

CT的成像利用了X线具有一定能量和穿透能力的特性。通过数据采集系统从不同方向对穿过被检体的X线进行采集,获得大量数据,由计算机利用这些数据重建出断面图像,最后以灰度图像显示出来。

**(一)X线的衰减**

X线在穿过物体时,一些光子被吸收,另一些光子被散射,从而发生衰减。衰减的程度与物体的密度、厚度和X线能量有关。

对于某一均质物体,X线穿过该物体后的强度与入射射线强度呈指数关系:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \tag{13-1}$$

式中,$I_0$是入射射线的强度,$I$是穿过物体后的X线强度,$\mu$是线衰减系数,$d$是物体厚度,e是常数。

对于非均质物体,如人体器官或组织,是由多种物质成分和不同密度构成,公式(13-1)不能直接使用。假如认为某一非均质物体在X线束穿过的方向是由若干个厚度为d的非常小的容积元组成,则每一个容积元可近似看作是一个均质物体,具有线衰减系数$\mu$,那么就可以应用公式(13-1)分析X线穿过该物体的强度与入射射线强度之间的关系:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu_1+\mu_2+\cdots+\mu_n)d}$$

对上式进行变换可得:

$$(\mu_1+\mu_2+\cdots+\mu_n)d = \ln\frac{I_0}{I} \tag{13-2}$$

由公式(13-2)可以看出，如果X线的入射强度 $I_0$，透射强度 $I$ 和物体体素的厚度 $d$ 均为已知，那么沿着X线通过路径上的吸收系数之和($\mu_1+\mu_2+\cdots+\mu_n$)就可以计算出来。如图13-1所示。

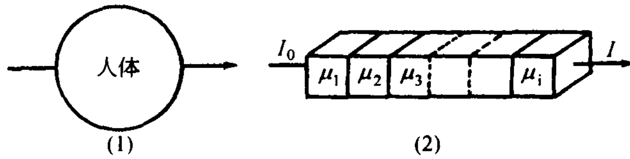



图13-1 人体对X线的吸收

在CT成像时，如果仅测量一个方向的X线强度，根据公式(13-2)仅能获得被检体断面一个方向的投影。要想重建出图像质量可接受的CT图像，需要获得足够数量的投影，因此，需对断面在多个方向进行数据采集，测量范围至少180°角。

**(二)图像重建**

数据采集完成后，断面上各个小容积元的线衰减系数仍然是未知的。需要根据采集的数据进行求解，以获得各个小容积元的线衰减系数，这一过程称为图像重建。

1. *直接反投影法* 又称总和法或线性叠加法，其最主要缺点是图像质量差，需花费大量的计算时间，目前已不采用这种算法成像。但这种方法却是CT其他成像算法的基础。

2. *迭代法* 又称逐次近似法，该方法的特点是重建图像较为真实准确，但由于重建耗时太长，这种方法目前已被淘汰。

3. *解析法* 是目前的CT机普遍采用的图像重建算法。解析法包括二维傅里叶重建法、滤过反投影法和卷积反投影法。该方法的特点是重建图像速度快，图像精确度高、质量好。

**(三)CT值**

CT值(CT value或CT number)用于表示与CT影像上像素有关的平均X线的衰减系数。在实际应用中该值是一个相对值，并以水的衰减系数作为参考。其单位为HU，CT值的计算公式如下：

$$\text{CT值}=\frac{\mu_{组织}-\mu_{水}}{\mu_{水}}\times k \qquad (13\text{-}3)$$

式中 $\mu_{组织}$ 是组织的吸收系数，$\mu_{水}$ 是水的吸收系数，k是常数。

根据CT值的定义，可以计算出水的CT值是0HU，空气的CT值是−1 000HU，这两个点在CT值刻度上是固定的。肺和脂肪组织由于密度小，所以线衰减系数较低，CT值为负值。人体其他大部分组织如肌肉、关节和软组织器官的CT值为正值。骨骼和钙化由于其密度较高，增加了它们的线衰减系数，CT值可达3 000HU。

目前医用CT机典型的CT值范围是−1 024～+3 071HU，共4 096个值，在计算机中记录每个像素要12位来表示。CT值刻度范围也可以扩展，以便用于某些特殊的医学检查，如骨骼成像及其密度测量以及金属假体邻近结构的成像等。

**(四)窗口技术(windowing technology)**

如前所述，CT值的范围是−1 024～+3 071HU，即4 096个灰阶(gray level)。若这些值

在一幅图像中同时显现在显示器或照片上，则人眼无法识别，因为通常人眼最多仅能识别60～80个灰阶。所以，为了弥补人眼的低灵敏度，并充分利用CT数字图像能表现出来的生物信息，CT机采用窗口技术解决这一问题。

窗口技术是将全范围CT值分时分段进行显示的技术。被显示的灰度范围叫做窗口。把显示灰度范围的上限以上的信息为全白，把显示灰度范围下限以下的信息为全黑。这样放大或增强了局部灰度范围内不同灰度之间黑白对比的程度。显示灰度范围的上下限之差叫窗宽(window width)，显示灰度范围的灰度中心值叫窗位(window level)，即显示器所显示灰阶的中心CT值。如图13-2所示。

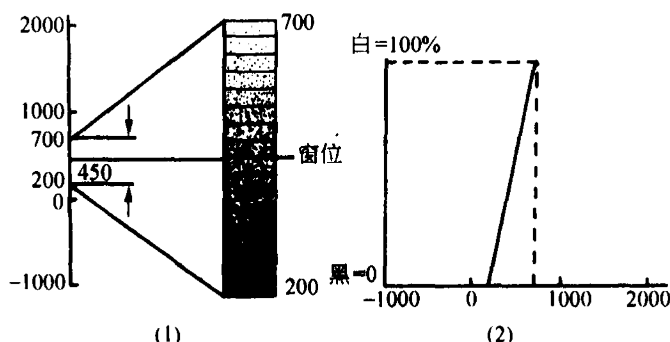



图13-2 窗口技术示意图

如果用CT值表示，显示灰度范围的上限$CT_{max}$和下限$CT_{min}$之差为窗宽：

$$窗宽 = CT_{max} - CT_{min}$$

显示灰度范围上下限的平均值则为窗位或窗水平：

$$窗位 = \frac{CT_{max} + CT_{min}}{2}$$

## 二、扫描方式的改进

20世纪70年代是CT发展的初期阶段。这期间，CT从一二代发展到三四代，现在看都属初期探索阶段。80年代是CT的巩固、提高阶段，扫描速度由每周数秒提高到每周1s。90年代是螺旋CT阶段，实现了容积扫描。新世纪是多层螺旋CT阶段，实现了各向同性，后处理成为主要观察手段。

第一代CT是实验室设备，面世时CT已进入第二代扫描方式，但仅限于头颅扫描。第一代扫描方式采用笔形X线束、单探测单元结构，X线管和探测器同步以病人为中心进行平移加旋转扫描。扫描一层需要24h。第二代扫描方式采用窄扇形X线束、数个探测单元结构，也是平移加旋转扫描方式。1974年，美国ACTC设计的扫描系统可以在6min采集48cm直径范围的数据，证明第二代CT有可能力用于全身各个部位的扫描。1975年，发展到较大扇形束，几十个探测器，扫描时间缩短到20s，从此CT可用于全身检查。

1976 年诞生第三种扫描方式。它使用能同时涵盖整个人体断面的大扇形射束、数百个探测器，能同时采集整个人体断面的投影信息，单纯旋转运动扫描。扫描时间提高到 5s。可用于全身扫描。这种扫描方式，是 X 线管和探测器同步绕病人进行旋转扫描。扫描过程由于高压电缆等线缆的牵扯，扫描一周后必须停下来，不能继续转动。扫描时间可以达到 5s，但扫描周期通常在 10s 以上。

第四种扫描方式(1978)采用 360°环绕探测器布局，仅 X 线管绕病人进行旋转扫描。扫描过程、扫描速度、扫描周期与第三代同。第四种扫描方式是在第三种扫描方式尚不健全时提出的，后来证明第三种扫描方式更具优势，90 年代中期以来各厂家均放弃了第四种扫描方式的使用。四种扫描方式见图 13-3。

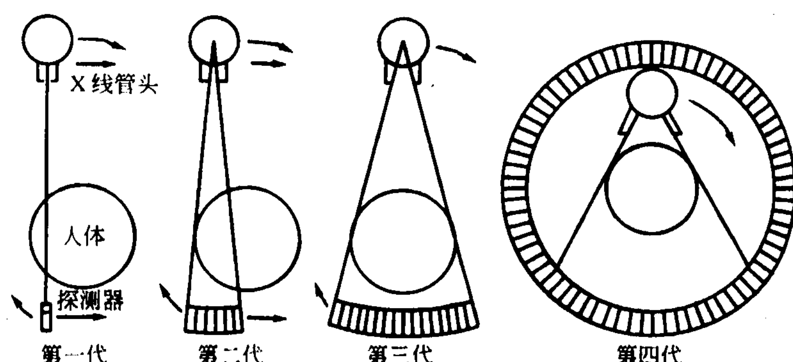



图 13-3 各代 CT 扫描方式示意图

80 年代初出现了电子束 CT(EBCT)，称作第五代 CT。它使用巨大的 X 线管组件，发生 X 线的靶面呈半环形。对面是半环形排列的探测器。电子枪发出电子束，电子束沿 X 线管轴向被加速、聚焦，在偏转线圈控制下轰击位于扫描架下部的圆弧形钨靶环，被轰击的位置发生 X 线。偏转线圈控制电子束沿环状靶面移动，这一过程实际上相当于第四代 CT 其 X 线源的转动，是电子束扫描代替了机械运动扫描。移动的 X 线源经过人体断面，到达对面的探测器获取信息完成扫描，其构成如图 13-4 所示。其优点是扫描速度快，可达 50ms，时间分辨率高；缺点是扫描不完整(210°)，图像质量亚于普通 CT，专用于心脏扫描。随着多层螺旋 CT 的发展，能用于心脏检查，电子束 CT 的使用已趋减少。

80 年代也是三四代 CT 快速发展期。主要是扫描速度和图像质量的巩固提高。扫描速度达到每周 1s。图像的空间分辨率有了进一步提高。

80 年代后期出现了滑环技术。滑环技术使扫描转动部分可连续旋转，其旋转速度达到每周 1s。曾有滑环 CT 面市，工作过程是：在第一周旋转期间 X 线发生进行采集；下一周空转 X 线不发生，期间进床；第三周又发生 X 线进行采集，然后周而复始。其扫描周期为 2s。滑环技术为螺旋扫描的实现提供了先决条件。

螺旋 CT 首创于 1989 年，发展于 90 年代，是 CT 技术的一个重大进步。所得到的数据是容积数据，由此可以回顾性在任意位置重建层面图像，具有很大灵活性。由于扫描一气呵成，

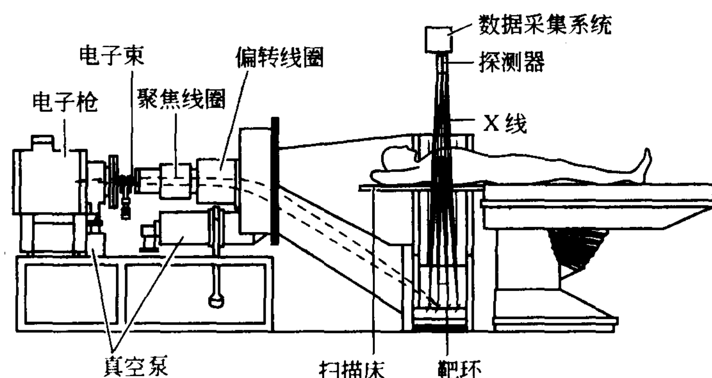



图 13-4 电子束 CT 示意图

图像连续、在不增加病人剂量的情况下重建层面可部分重叠，后处理图像优越，可得出各种三维显示效果，为临床诊断提供各种直观的影像。螺旋 CT 连续旋转，扫描速度至 90 年代末发展到 0.5s。尽管在图像质量上螺旋 CT 不如层面扫描的传统 CT，其优点还是更具优势，而受到极大欢迎，成为主流发展方向。

多层螺旋 CT 首创于 1998 年，发展于 21 世纪。其重大进步在于实现了各向同性，进一步提高了 X 线利用率和扫描速度，扩大了覆盖范围。各向同性使后处理图像质量大幅提高，从此后处理图像成为 CT 图像观察的主要手段。扫描速度提高，提高了时间分辨率，使血管成像分期明晰，电子束 CT 不再具有优势。进入多层螺旋 CT 时代，第三代扫描方式被所有厂家所采用，成为标准扫描模式。

从螺旋 CT 出现就不再使用“代”的概念。回头看，所谓第几代，只是扫描方式的不同，这种扫描方式出现的晚些，并不是越向后性能越优越。第四代扫描方式已经被放弃，第五代也正在被放弃。目前正在大力发展的多层螺旋 CT、双源 CT 都是以第三种扫描方式为原型。

随着计算机技术、X 线管和高压发生器技术、探测器技术、扫描技术的发展，新世纪进入多层螺旋 CT 阶段。多层螺旋 CT 实现了各向同性体素和各向同性分辨率，图像后处理成为主要观察手段。现在双能双源 CT 已经问世，平板 CT 也在迅速发展中。

## 三、CT 的发展

### (一)扫描速度

扫描速度的提高一直是 CT 发展的主要追求目标之一。扫描速度提高可以对活动部位和不能控制的病人进行扫描，特别是对心脏这一活动脏器的扫描，一直是 CT 发展的重要追求。扫描速度提高可以对脏器的血管时相分期显示；可以提高检查速度和检查的成功率，创造更大社会和经济效益。

旋转速度的提高是扫描速度提高的直接因素(现在最高速度达 0.33s)。多层 CT 旋转一周可以得到多层图像，提高了旋转一周得到的图像数量，覆盖宽度增加，实质上也是一种扫描

速度的提高。人们期望的平板探测器 CT 旋转一周可以得到区段容积数据，将是扫描速度的更大的飞跃。另一种提高扫描速度的方法是使用多个 X 线管-探测器系统。现在已经出现了两套 X 线管-探测器系统的 CT。在旋转中两套系统同时工作，相当于扫描速度提高了 1 倍，称作双源 CT。这种双源 CT 的另一种用处，是在速度不是重要追求时，两个 X 线管以不同千伏发生 X 线，两个系统以两种不同能量的 X 线束进行扫描，对两个探测器得到的信息进行图像重建和处理，可以得到类似能量减影的效果。

**(二)图像质量**

图像质量的主要指标是空间分辨率、密度分辨率，噪声等。

1. *空间分辨率* 主要影响因素有层厚、像素大小、X 线管焦点、探测器单元的几何尺寸、重建算法等。经过 30 年的发展，现在较好的 CT 空间分辨率可达到 24 LP/cm(矩阵 512×512，FOV 25cm，2.5mm 层厚)。影响 z 轴空间分辨率的主要是 CT 图像的层厚。

2. *密度分辨率* 又称为低对比度分辨率，是在低密度对比情况下(吸收系数相差为 0.35%，即 CT 值相差 3.5HU 时)所能区分最小物体的直径，受噪声影响明显。其主要影响因素有射线剂量、探测器性能(X 线吸收效率和转换效率)、病人体型、体素尺寸等。密度分辨率以在确定剂量、确定对比下所能分辨的最小物体直径来表示。例如：当剂量为 27mGy，3%对比下能识别 5mm 目标。

3. *剂量* CT 是高辐射剂量检查手段，如何降低病人检查中的剂量一直是 CT 技术发展的方向之一。探测器性能是决定剂量大小的首要环节，其 X 线吸收效率和转换效率决定了必须使用的剂量大小。

各厂家都使用了多种方式使 mA 得到自动控制，减少不必要的照射，降低病人剂量。如在扫描的不同断面和不同方向，病人体厚、密度不同，采用自动控制手段，对密度低、体厚薄的部位、方向自动降低剂量；在心脏扫描中非采集相位自动降低剂量等。虽然现在 CT 的探测器技术已经有了很大进步，但随着层厚的减薄，剂量仍居高不下。

**(三)后处理技术**

随着多层螺旋 CT 的普及和各向同性的实现，后处理技术显得尤为重要。多层螺旋 CT 一个区段要重建出上千幅图像，浏览每幅图像数是个很大工作量。后处理可以产生直观、立体图像，纠正扫描时体位的偏差，给诊断带来很大方便，已成为主要观察手段。

后处理功能主要有：多平面重组(MPR)、表面影像显示(SSD)、最大(小)密度投影(MIP)、容积演示(VR)、仿真内镜(EV)等。

## 第二节 CT 机的组成

CT 是用探测器检测透过人体断面的 X 线，并将之转换成数据，在探测到断面各方向的投影值后，由这些数据重建出断面图像各像素的数值的成像方法。现在使用的 CT 都属第三代扫描方式。当今人们普遍认可这是 CT 扫描的标准模式。本节介绍该方式 CT 的组成。

CT 由以下部件构成：扫描架、扫描床、电器柜、控制台等，如图 13-5 所示。CT 系统包含以下子系统：X 线发生、探测器、计算机、旋转扫描、病人输送定位、冷却系统等。附属设备有激光像机、工作站、注射器、介入定位系统等。

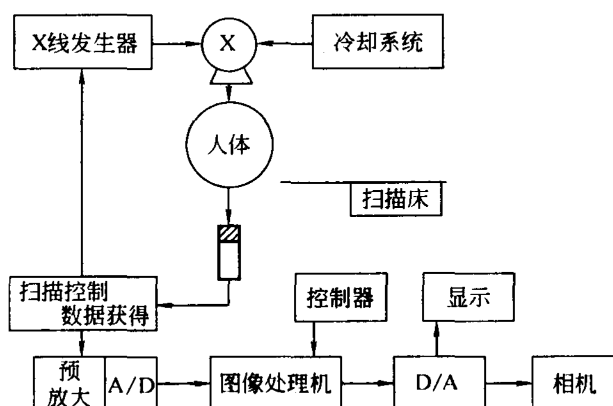



图 13-5 CT 的基本构成框图

## 一、X 线发生系统

X 线系统由高压发生器和 X 线管组成。CT 机要求 X 线输出稳定、单色性好，可设定曝光条件，X 线管的阳极热容量大。有的能在曝光中调整输出剂量，X 线能脉冲发生并控制脉冲的数量、宽度等。

### （一）高压发生器

是供给 X 线管高压以发生 X 线的功率器件。

1. **高压发生器的电器规格** 功率：指 X 线主电路的最大输出功率。随着 CT 扫描速度的提高，单位时间内输出剂量的提高，其发生器的功率也有向高处发展的趋势。高档机一般在 50～60kW，中档机在 35～45kW，低档机在 20～30kW。

最高管电压：kV 关系到 X 线穿透力，关系到 CT 图像的对比度分辨率。CT 机 X 线系统的高压一般在 80～120kV 间可调，高档机可达 140kV。

最大管电流：mA 关系到 X 线的输出剂量率，影响到采集速度和图像质量。随着扫描速度的提高，数据采集时间缩短，要求 X 线系统能输出较大剂量率，以保证图像质量。

2. **高压发生器的类型** 早期 CT 的高压发生器采用四极管稳定高压并控制 X 线的发生。现在都采用高频逆变高压发生器。其输出波形平稳，容易满足 CT 的要求。更重要的是它具有体积小、重量轻的特点，可同 X 线管一起进入扫描架的旋转系统，是开发低压滑环技术的先决条件。

随着扫描速度的提高，扫描架的转动部分转动速度加快，离心力加大。油浸式高压发生器的密封性难以适应此工作环境，扫描速度高于 0.5s/周的 CT，都使用干式高压发生器。

干式高压发生器使用非油浸的固态高压发生器，其体积较常规高压发生器更小，重量减轻，没有漏油的隐患，降低了故障率。

### （二）X 线管

CT 机的 X 线管同常规 X 线管一样，是高真空器件，由提供热电子发射的阴极和接受电子束撞击发生 X 线的阳极构成。

1. X 线管阳极热容量　螺旋 CT X 线连续曝光，连续使用情况下阳极热容量成为衡量 X 线管性能的最重要指标。扫描速度的提高要求 X 线管能在短时间内发出较大剂量的 X 线。要求 X 线管阳极应能承受连续使用情况下的最大热量积累。

热容量越大说明 X 线管承受连续工作的能力大。一般高档 CT 用 X 线管其热容量在 6～7MHU，中档 CT 在 3～5MHU，低档 CT 在 1～3MHU。

2. 散热率　螺旋扫描要求 X 线持续发生，CT 扫描速度的提高要求单位时间内输出 X 线剂量增加。连续大功率工作对 X 线管的连续使用能力出了很高要求。即要求 X 线管的阳极具有很高散热率。各厂家均采用了很多方法，现在 CT 用 X 线管的阳极散热效率，一般在 1～1.5MHU/min。

(1)阳极接地 X 线管：传统 X 线高压发生器采用中心接地方式。这样，高压发生器和高压电缆的耐压只是 X 线管两端电压的一半，降低了对高压器件的绝缘要求。阳极接地 X 线管的阴极对地电压即 X 线管两端的电压。这增加了对高压器件的绝缘要求。但阳极接地可以使阳极做的与金属外壳很近，增加了辐射散热速率；同时，较重的靶盘采用双轴承支撑方式，可直接支持在金属外壳上，绝缘油从转轴中心通过，进一步提高了散热率。这种 X 线管的阳极散热率可达 1.37 MHU/min。

(2)航天散热涂料：在 X 球管壳表面涂布航天散热涂料，可提高散热效率。

(3)阳极直冷式 X 线管：X 球管的旋转阳极靶盘即是管壳的一部分，阳极靶盘朝向阴极的一侧在真空中，接受电子束撞击发生 X 线，其背面直接浸泡在绝缘油中，能够直接得到油冷却，如图 13-6 所示。所有的旋转轴承位于金属真空环境外，工作时，整个 X 线管转动。发射电子的阴极位于 X 线管阴极端的轴心，电子束受阳极电位和管外偏转线圈产生的磁场调控，按固定方向运动撞击在阳极盘的窗口一侧。可以说是旋转的 X 线管，固定的电子束，即得到固定的焦点。这种 X 线管的阳极散热速率可达到 4.7MHU/min，基本上不再有阳极的热量积累。事实上，其阳极热容量接近于无穷大。即使在最大负荷条件下，阳极仍可以在 20s 内冷却下来，极大地提高了连续使用能力。

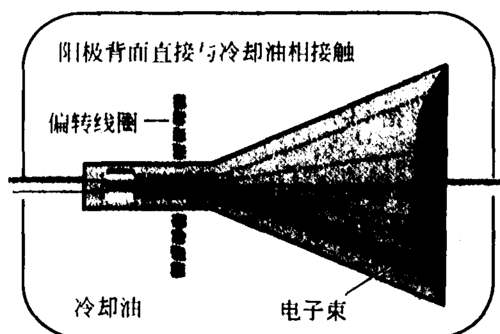



图 13-6　阳极直冷式 X 线管示意图

3. 油循环风冷散热　为了提高 X 线管的散热速度，对 X 线管套采用油循环风冷散热。直接接受 X 线管散热的绝缘油被抽出管套进入散热器进行风冷强制散热，然后再送回管套，形成闭路循环，随时将 X 线管的热量带出管外散发。保证 X 线管周围的绝缘油处于较低温度

状态。

4. X线管阳极热容量监控　阳极的热量积累超过允许范围时会造成阳极靶面熔化、龟裂。为了防止X线管的损坏，CT都设计有专用保护软件，模拟X线产生的热量和散热过程。当热量积累达到规定数值时发出警报，要求等待；或当散热不充分时，提示预定的工作不能承受，需要等待。

5. 焦点　X线管阳极接受电子束撞击、产生X线的面积。焦点大便于散热。但从成像质量角度，焦点越小，成像质量越高。CT用X线管有大小两个焦点，标称值在0.5～1.5s之间。普通扫描和高分辨率扫描选择使用。

6. 飞焦点X线管　飞焦点X线管是在X线发生时，阴极发出的电子束在管外偏转线圈产生的磁场或电场控制下，沿靶盘焦点轨迹方向以一定频率，往返移动一定距离，在两个位置交替发生X线。每一位置(焦点)X线的发生，即形成一次投影和数据采集。相对于旋转扫描，飞焦点的位置变化要快得多，飞焦点的使用增加了一倍的数据量，提高了图像质量。也有采用飞焦点是沿扫描架z轴方向移动，则会对层面的位置产生影响，如图13-7所示。

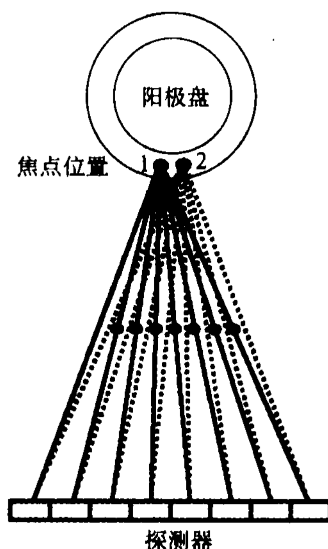



图13-7　飞焦点技术示意图

7. X线管的寿命　X线管的寿命由真空度，靶环光洁度，旋转阳极轴承等方面决定，任一方面的损坏都可决定其寿命的终结。

X线管是CT机的关键部件，动辄几十万元，是昂贵的消耗品。新X线管，厂家都承诺一定曝光次数。对于非螺旋CT，是曝光次数(3万～5万次)。对螺旋CT，是曝光秒数(10万～12万秒)。

(三)准直器(collimator)

位于X线管套窗口前方，狭缝状，由高密度金属制成，用以遮挡无用射线，形成扇形X线束。它严格限定输出X线束的扇角宽度和厚度，或关闭线束。输出的扇形X线束与探测器阵列的中心线严格准直。

在非螺旋CT机和单层螺旋扫描CT机，扇形X线束的厚度就决定了扫描层厚。在双层

螺旋CT中，扇形X线束的厚度决定了两个层面的厚度之和。由于CT的这一特点，扫描层面织发生的散射线只有在层面范围内才会对输出信号有影响；邻近层面不被扫描，没有散射线产生，也就没有邻近层面组织对扫描层面探测数据的影响。

有的设备还设有后准直，位于探测器前方。它严格限定了探测器接受照射的实际宽度，也就决定了层厚。即仅有前准直的CT由前准直决定层厚；同时具有后准直的设备，由后准直决定层厚；前后准直严格准直、匹配。

CT一般设有几种层厚供用户选择使用。如1，2，5，10mm。最新的CT可有0.5mm层厚。

多层螺旋CT由探测单元的组合方式决定层厚。准直器发出的X线射束厚度与探测器有效宽度相匹配。由于多层螺旋CT的探测器宽度已达20～32mm，应将其X线射束定义为厚扇形射束。

**（四）滤过器**

位于X线管套窗口前方，窗口与准直器之间。滤过器呈马鞍形，是由低原子序数物质制成的吸收体，外形和位置如图13-8所示。其作用是补偿X线硬化效应，避免测量误差，减少图像伪影。它的存在也降低了数据采集对探测器动态范围的要求，降低了对受检者的辐射剂量。

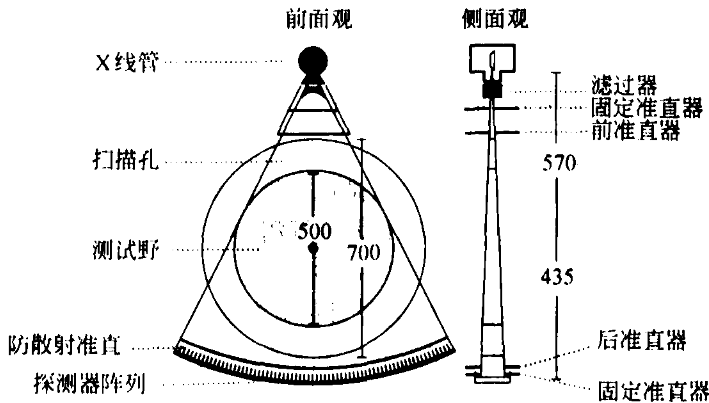



**图13-8　滤过器位置示意图**

## 二、数据采集系统

**（一）探测器**

1. *用途*　探测透过人体的X线光子并将其转换成电信号。

2. *要求*

（1）X线吸收效率高、转换效率高，则输出信号强、信噪比高。

（2）稳定性好、一致性好。有利于CT图像的稳定性。

（3）余晖时间短，适于高采集频率。上一脉冲过后快速回零，不会影响到下一脉冲。

（4）几何特性好，加工容易，可紧密多排排列。

（5）线性好，输入剂量与输出信号幅度成线性关系。

(6)动态范围大,能线性地将输入剂量转换成电信号,全范围最高值与最低值之比。应在 $10^5 \sim 10^6$。

3. 类型　主要有气体探测器和固体探测器两种。

(1)固体探测器:固体探测器对 X 线的吸收效率高、光电转换率高,但温度稳定性却差些。目前各 CT 厂商大多采用"晶体闪烁晶体(稀土陶瓷)+光敏二极管"型固体探测器,提高了稳定性。结构示意图见图 13-9(1),其中 1 为入射 X 线,2 为闪烁晶体,3 为光敏二极管。

(2)气体探测器:使用高压氙气电离室。电离室的间隔用很薄的钨片,众多电离室向焦排列组成探测器阵列。电离室间有小孔沟通,以保证各电离室的气压一致,具备较好的性能一致性。X 线光子进入电离室,引起氙气分子电离,离子在极板间电场的作用下,形成电离电流,转换成电信号。结构示意图见图 13-9(2),其中 1 为入射 X 线,2 为电离室外壳,4 为入射窗口,5 为电离室,6 为信号板,7 为电离室内充盈的惰性气体。

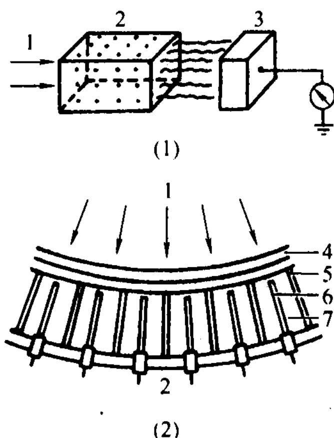



图 13-9　CT 探测器示意图

4. 探测器阵列　由一定数量的探测单元、以焦点为圆心的弧形排列。探测单元的数目越大,每次采集的数据量越大。用于重建一幅图像的总数据量越大,形成的图像质量越高。

单层螺旋 CT 具有一排紧密排列的探测单元。单元数一般在 500～900 之间。

多层螺旋 CT 的探测器是由紧密排列的多排探测器组成的探测单元阵列。16 层螺旋 CT 的探测器(各厂家不同)是 16～34 排探测器组成的探测单元阵列,每排宽度(z 轴方向)0.5～0.75mm。

5. 采集通道数　由探测单元转换成的电信号由采集通道输出。每一采集通道的单元数与探测单元一一对应。采集通道数决定了旋转一周采集数据层数。一般情况下探测器排数大于采集通道数。

**(二)数据测量装置**

数据测量装置位于探测器阵列和计算机之间,它的任务是将探测器输出的微弱信号经过前置放大、模数转换后送往计算机,供计算机进行图像重建用。其基本结构包括:

1. 前置放大器　其作用是将探测器输出的信号进行预先放大。

2. 对数放大器　对入射 X 线强度 $I_0$(X 线管处的 X 线强度)和透射 X 线强度 I(穿过受检者后的 X 线强度)进行对数运算。

3. A/D 转换器　即模数转换器,其作用是将模拟信号转换成二进制的数字信号。

4. 数字数据传输　一些 CT 机采用光纤进行数据传输。光纤传输是指使用了一个由透镜和发光二极管组成的系统,将数据传输给计算机。这样可以消除外界的干扰。

## 三、扫　描　架

扫描的机械运动由扫描架带动 X 线管和探测器用以完成数据采集的旋转运动。

**(一)扫描架的构成**

扫描架是中心设有扫描孔的机械结构,内部由机架部分(固定部分)和转动部分构成。可将扫描架看作一个大电动机,机架是定子,转动部分是转子。但这个转子上装有很多负荷。

机架部分包括:旋转控制、旋转驱动、滑环的碳刷,机架冷却、机架倾斜、层面指示等。

转动部分包括:X线管、准直器,探测器、采集控制,X线系统的逆变器、高压发生器(低压滑环),滑环等。

工作时将病人送入扫描孔,转动结构携带X线管、准直器、探测器围绕病人预定层面转动,同时X线发生,进行数据采集,即扫描运动。

**(二)驱动方式**

CT机扫描架驱动方式主要包括皮带和线性电机直接驱动两种。

从CT出现以来,扫描架的转动部分一直使用皮带进行驱动。即由皮带将马达动力传递到转动部分。其优点是结构简单;缺点是:稳定性差,噪声大,变速灵敏性差。

另一种驱动方式出现于20世纪80年代末,称作直接驱动方式。它采用线性电机原理,磁悬浮列车的前进就是采用线性电机驱动。在扫描架转动部分和固定部分的边缘,分别将线性电机线圈环形排列,通电后产生位移力即转矩,直接使转动部分转动起来。所以称作直接驱动方式。

直接驱动克服了皮带驱动的三个缺点,是当今被多数高端机采用的驱动方式。直接驱动方式结构较复杂,性能提高的同时成本也随之提高。

**(三)扫描速度**

扫描速度是X线束和探测器对病人完成360°旋转扫描所用时间。对于往返转动方式的传统CT,需要2~5s。较长旋转时间的好处是有时间发生较高的mAs,增加对比度分辨率。但时间分辨率低,病人运动机会多,导致图像质量降低。

扫描周期即上一层扫描的开始到下一层扫描可以开始的时间间隔。对于往返转动方式的传统CT,在5s左右。这一指标关系到设备检查病人的通过率。

扫描方式决定了扫描速度。目前各型CT都采用了滑环技术,连续旋转,螺旋扫描,使扫描速度进入亚秒级。高档螺旋CT扫描速度达0.33s;中档:<1s(亚秒级);低档:2s。

扫描速度的提高使得在病人屏气期间可对较大的范围(区段)进行连续扫描,避免由于每次扫描病人屏气时呼吸时相不同造成层面的重扫或漏扫。但也对一些部件提出了较高要求。如为了保证图像质量,要求X线管能在短时间内发出较高mAs,加大了X线管的负荷;传统的油浸式高压发生器不适于高转速、离心力过大的环境等。

**(四)信号传输方式**

采用滑环技术的扫描架,除第四代扫描方式外,采集信号向外传输同样不能使用电缆连接。随着多层CT的出现,全部使用第三代扫描方式,信号传输不可避免。由于采集信号微弱,要求不受干扰,更不能有丢失。常用有以下几种。

1. *滑环传输* 这是初期首先想到的方法。动力和控制信号由滑环传入,检测信号由滑环传出。至今仍有厂家采用。但滑环与碳刷的接触容易产生灰尘,造成接触不良,会在图像上形成干扰噪声,影响图像质量。

2. *光电传输* 用数个红外发送器用于发送信号,有数个接收器用于接受信号。它们均匀分部在360°范围上。由于发送器在一定扇角内有效,在转动过程中,第一个发送器快要离开

有效角时，下一个发送器开始工作，进入另一个接收器的工作范围，快要离开有效角时，又有另一个发送器接替工作，完成连续传送。实际上有3个发送器，6个接收器就能完成以上工作。

这种形式的缺点是光电发送和接受器件受粉尘的影响。

3. 射频(电容感应)传输　射频传输在扫描架转子和定子边缘上设有感应电极，在转动中连续工作，通过电容感应完成信号的传输。这种方式既没有直接接触消除电刷带来的噪声干扰，也没有光电方式的粉尘影响，是迄今最理想的信号传输方式。

**(五)扫描架孔径**

扫描孔径是指扫描架中央用于病人通过以将扫描层面对正扫描平面的开孔的大小。孔径的大小影响到病人的舒适度、观察病人的方便程度、倾斜扫描角度的大小等。

扫描架孔径大、两侧开口角度大有如下好处：视野开阔，病人的压抑感轻；方便介入操作和应急时接近病人。

扫描架孔径大，势必会影响到X线管到探测器的距离，该距离一般在95～105cm之间。该距离过远会增加X线管的负荷。孔径一般在650～700mm之间。

**(六)倾角**

对于腰椎间盘、头颅等部位，确定的扫描平面不一定是垂直平面，需要扫描架倾斜一定角度以适应扫描平面的方向。扫描架上端向扫描床方向倾斜，称作正角度，反之为负角度。

扫描架倾角大，可提供较大的角度适应性，应用范围大。高档CT机扫描架倾角可达±30°，中、低档机倾角可达±25°。

**(七)定位标志**

通过定位灯，完成三维坐标的立体定位，使病人预定平面送入扫描平面。

定位灯一般有：包括正中面指示、扫描平面预示、水平指示。定位标志的校准目前多数机器采用软件调整，因机器不同而方法各异。

**(八)扫描架的冷却方式**

X线管位于扫描架内的转动部分。对于低压滑环CT机，高压发生器也在其中。它们都是发热的功率部件；扫描架内控制部分的电路板，电机等都有热量释放，所以扫描架内的散热是一个重要问题。

早期的扫描架采用直接风冷散热。直接将扫描架内的热空气排到检查室中，用检查室的空气对扫描架内部件进行散热。这样，检查室的空调恒温又成了问题：温度高了不利于设备散热；温度低了病人感觉太冷。

从20世纪90年代初，有的厂家将扫描架制成密封腔，单独对扫描架内进行空调恒温。这既有利于设备散热，有利于部件工作的稳定性，也解决了病人感觉不适的问题。

扫描架散热有以下三种方式：一级水冷、二级水冷和直接风冷。

1. 一级冷水方式是使用制冷机或医院的冷水系统提供的8～10℃的冷水循环，直接进入扫描架进行温度调节。根据扫描架内的实际温度调节控制水循环的流量，使扫描架内温度达到稳定。

2. 二级水冷方式是上述8～10℃的冷水循环并不直接进入扫描架，而是通过温度交换装置，温度交换后的二级冷水循环进入扫描架的散热系统，如图3-10所示。二级冷水循环进入扫描架，通过散热器吸收热量，循环回来的温度较高的水经过温度交换器将热量传递给一级循环冷水。根据扫描架内的实际温度调节控制二级水循环的流量，使扫描架内温度达到稳定。

采用二级水冷控制精确，稳定性好。

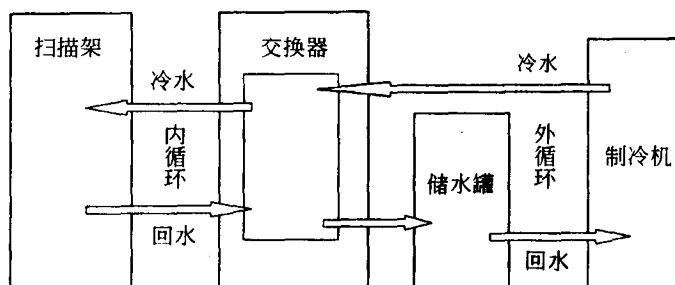



图 13-10 二级水冷方式示意图

3. 直接风冷方式现在只在中、低档机使用。

## 四、扫 描 床

用于扫描时按计划将病人输送到扫描野，并使预定扫描层定位于扫描平面。床面前端可安装头托，适应特殊需要时应用。床体能够升降，以便于病人上下。

1. *床面材料* 没有边框，透X线性能好，又要承重能力强，扫描床面为碳素纤维增强塑料制成。

2. *床面承重* 要求达200kg。

3. *床面行程* 要求有较大活动范围，一般200cm。

4. *定位精度* 要求床面的定位精度达0.25mm，以保证扫描层定位准确、重复性好。

5. *最低高度* 扫描床有升降功能，便于病人上下，最低35cm。

6. *互锁功能* 与扫描架互锁，保证床面或扫描架的活动不会与对方发生碰撞、挤压病人。

## 五、计算机与图像重建系统

### (一)主计算机

主要用于CT机系统控制，负责系统管理，图像数据存储，人机对话。一般用标准小型机或微型机。

1. *类型(CPU)* 工作站用计算机，主要分为专业级和PC级两种，其主频可达2GB。

2. *内存* 128M～2G。

3. *硬盘* 磁盘用于存储近期原始测量数据和图数据，周转用。磁盘大小决定了存储容量，现多用10～50GB。也有用多个硬盘组成硬盘阵列使用，以进一步扩大存储容量。

4. *磁光盘、光盘* 用于永久性记录图像数据或原始数据。磁光盘，CD-R，可以接受并记录主控计算机传来的数据，也可将存储的数据传回CT的主控计算机，用CT的软件对数据进行各种处理。

5. *接口* 用于数据传输的连接方式(协议)。常见有数字接口、DICOM接口和PC机的USB接口等。

6. *不间断电源(UPS)* 在线，停电后可供应主控计算机工作10～15min不等。

### (二)重建计算机

在处理数据量大的高档CT设置图像重建计算机，它是多CPU并行处理专用计算机。它

接受探测器或磁盘传来的原始数据，进行预处理和图像重建。图像数据送主控计算机存储。

1. 重建矩阵　重建图像时使用的矩阵。它和重建范围共同决定像素大小，影响着图像的空间分辨率。常见重建矩阵有 512×512 等。

2. 重建时间　是指图像处理机使用采集数据重建出一幅 CT 图像需要的时间。重建时间与重建矩阵大小有关，与处理器的主频、内存配置有关。标准轴扫和螺旋扫描的重建时间不同。重建时间短，可以及时看到扫描图像，便于随时进行相关处理。

**(三)软件系统**

CT 设有两大软件系统：维修功能软件和诊断功能软件。

1. 维修功能软件　用于 CT 系统安装设置、调整、维护。

此软件一般为设备工程师专用。通过 CT 维修功能软件，可以方便地完成 CT 机的安装验收检测和稳定性检测；查看故障日志及其报错代码等。

2. 诊断功能软件　此为 CT 机基本应用软件，指各种 CT 均具有的扫描、诊断、显示和记录功能，图像基本处理软件。如定位扫描、目标扫描、快速连续扫描、平滑过滤、高分辨率 CT 扫描，各种测量等。

后处理功能：由于扫描层厚达 0.5mm，z 轴方向分辨率提高，基本上达到了各向同性，使多平面重组等三维处理得到的图像如同直接扫描的图像一样良好。后处理图像成为主要观察手段。如多平面重组(MPR)、最大(小)密度投影(MIP)、表面影像显示(SSD)、容积演示(VR)、模拟内镜(VE)等。这些后处理软件作为选件由用户选择，单独收费，有的需要硬件支持，用户应根据工作需要合理配置。

## 六、控　制　台

图像显示、记录和存储系统用于整机功能控制，由显示器、键盘、功能盘键、鼠标等组成。有的 CT 其计算机就设在控制台支架内。

**(一)显示器**

1. 种类　显示器按不同的标准可分为单色、彩色显示器，液晶(LCD)、阴极射线管(CRT)显示器，以及竖屏、横屏显示器等。

2. 用途　单色高对比显示器常用来作为实时监视器，彩色显示器多用作工作站的 3D 图像后处理等显示用。

3. 性能　显示器的性能指标包括屏幕格式、对角线尺寸、分辨率、垂直频率、峰值亮度、尺寸重量等。另外对外界环境如电源电压、电源频率、额定功率、环境温度及电磁干扰等要求也是重要的指标，均应遵从国际通用的各种标准。

**(二)键盘、鼠标**

1. 功能键盘　多见于早期、低档 CT 机。按下某一个键，就是激活了某项功能。高档机的扫描架、床的遥控也采用按钮键盘。

2. 标准键盘　用于人机对话。功能较多的 CT 均设有标准键盘，用于调用各项功能软件。

3. 鼠标　现在 CT 的操作界面多向窗口界面靠拢，或直接使用 Windows 系统作为其操作系统，窗口界面的操作，鼠标非常直观，很多功能是用鼠标进行操作。鼠标在早期的机器上通常用轨迹球来代替，随着 CT 和计算机技术的发展要求，两键、三键、四键以及带滚轮的鼠标被

广泛应用，后来以上各种机械式鼠标正渐渐被当前的光电鼠标和无线鼠标等代替。鼠标的接口也由原来传统的 PS/2 接口扩展到 USB 接口，使得数据传输速度得到进一步提高。

## 七、工 作 站

工作站早期被称作独立诊断台。

**(一)用途**

工作站主要用来做图像后处理。在扫描且图像重建完成后，图像的后处理工作在工作站进行。在工作量较小的情况下可以不设，即从扫描到后处理、软阅读、出片等所有工作都在主控制台进行。

**(二)结构**

一台高配置计算机，配用各种专用软件。它的硬件配置包括 CPU 速度、内存容量、硬盘容量、CD-R 及接口、显示器。

常见的工作站是通过网络从主控制台传来图像数据，进行后处理、诊断，并可存储、传输、硬拷贝。新一种工作站称作并行后处理工作站。它与主控制台共享病人数据库，主动直接读取，消除了传送环节，省时、方便。

**(三)性能**

硬件决定工作站的性能，软件决定其实现的功能。

早期的工作站使用 Unix 系统。好处是性能稳定，不易被病毒感染，不易被改动。近年来有些厂家使用 Windows 系统，其优点是开发成本低，升级容易，可尽快使用最新硬件；附属硬件通用性强，容易获得，如存储设备、显示设备等；采用成熟的系统软件，节省了开发工作量；人们面对熟悉的操作界面，容易掌握，缩短了使用培训时间；便于与医院网络系统连接等。但也有容易被恶意入侵和病毒感染等缺点。

# 第三节 螺 旋 CT

常规 CT 扫描时 X 线管只能在机架内做往复旋转运动，且电缆易缠绕，扫描速度难以提高。为了解决上述问题，滑环技术应运而生。它使 CT 机的扫描装置可顺一个方向作连续旋转，配以连续进床，扫描轨迹呈螺旋状，因而得名螺旋 CT。

## 一、滑环技术

第一至第四代扫描方式扫描架的转动部分安装有 X 线管和探测器(第四代固定)，需要大功率高压供应和众多电缆连接。X 线管的供电、控制，准直器的控制、检测信号的传输都需要使用电缆直接连接，因此，在转动扫描中电缆的牵扯不可避免，无法连续单方向转动。

1. *滑环技术* 扫描架转动部分和固定部分的电器连接经由铜质滑环和碳刷的接触完成。控制信号和功率电源经滑环导入转动部分，采集信号经滑环导出。从而使转动部分摆脱了扫描过程中电缆的牵扯，使之可以单方向连续转动。这使扫描速度进一步提高。

2. *滑环类型* 有高压滑环和低压滑环两种，现多采用低压滑环。

(1)高压滑环：高压发生器在扫描架外，供给 X 线管的高压经滑环导入转动部分，高压滑环的缺点是碳刷和滑环的接触容易打火放电造成干扰。只有少数厂家使用过一段时间。

(2)低压滑环:高频高压发生器进入转动部分,由很短的高压电缆连接到X线管。由滑环导入动力电源和控制信号,导出测量信号。现在生产的各类型CT都采用低压滑环技术。

低压滑环有平面同心圆排列方式和柱面排列方式。现以前者使用较多。一般是滑环在转动部分,碳刷在固定部分。几个较宽大的滑环用于功率电源传送,几个较细小的滑环用于控制信号的传送,其结构如图13-11所示。

使用高频高压发生器由于发生器体积大,不能进入扫描架的转动部分,只能使用高压滑环。随着高频逆变技术的发展,高压发生器的体积变小、重量减轻,可以直接安装在扫描架的转动部分,仅用低压滑环即可保障系统的工作。从此低压滑环被多数厂家采用。没有高频高压技术(逆变升压技术),低压滑环就无从谈起。高频高压技术在第8章已经介绍。

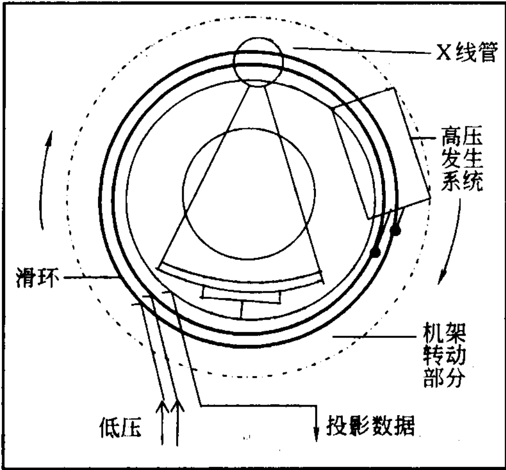



图13-11 低压滑环结构示意图

滑环与碳刷在持续使用摩擦中会有些碳粉产生,应随时清理。滑环相互间距离有限,碳粉、灰尘的存在,电源电压过高,空气湿度过大,会造成环间放电,影响使用,应予注意。

3. 滑环CT 滑环技术使得扫描架的转动部分可以单方向连续转动。滑环CT在转动部分的第一个360°范围内发生X线,进行数据采集;在下一个360°范围内停止X线发生,这期间病人移动换层。然后周而复始。连续旋转速度可达每周1~2s,这样可在屏气期间连扫数层,一定程度上提高了检查速度。

单纯的滑环CT仅使用了很短时间,很快发展到螺旋CT。所以人们经常说滑环技术,而很少谈滑环CT。

4. 信号传输 早期的滑环技术数据信号的传输也经过滑环传输,这会因摩擦引起干扰。逐步改进,发展了光电传输,射频传输,以及电容感应传输,保证了数据的安全传送。

## 二、单层螺旋CT

滑环CT提高了扫描速度,但仍使用层面扫描的采集和重建方法,一次屏气只能扫描数层,使用仍然受限。为了进一步提高效率,开发了螺旋扫描技术,螺旋扫描方式如图13-12所示。螺旋扫描以滑环技术为基础。技术总是循序渐进,没有高频高压技术就没有低压滑环技

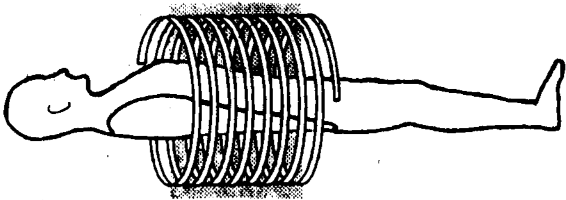


图13-12 螺旋扫描示意图

术，没有滑环技术，也就没有螺旋 CT。

1. *螺旋 CT 扫描的特点* 螺旋 CT 使用滑环技术，扫描架的转动部分连续转动、X 线连续发生、床面带动病人连续移动、探测器数据采集连续进行。螺旋 CT 病人一次屏气期间可把某一区段的信息全部扫描采集下来，称作容积采集，然后可以回顾性进行任意位置、间距的层面图像重建，为三维处理提供了很好的基础。

2. *螺旋 CT 对硬件的要求* 螺旋 CT 连续扫描，X 线管连续曝光时间长（10 余秒），旋转速度的提高又要求单位时间的输出射线剂量加大，这些都要求 X 线管的阳极热容量足够大，现达 7MHU 左右。探测数据接踵而来，要求计算机的速度足够快、存储容量足够大。

3. *螺旋 CT 的算法* 螺旋 CT 不是断面扫描，而是容积扫描。对于任一重建层面，螺旋扫描轨迹仅有一点与该平面相交，其余各点均落在该平面之外，所以在螺旋 CT 中，任一重建平面内只能获得一个扇形束投影，也就是说断面内没有足够的投射数据来重建图像。要想获得能用于临床诊断的重建图像，必须对原始螺旋投射数据进行插值处理，得到足够多的重建平面投影数据，然后采用类似普通 CT 的滤过反投影法或卷积反投影法进行图像重建。

在各种螺旋投影原始数据插值方法中，线性插值法（linear interpolation, LI）因效率高且可操作性强而应用较多。360°线性插值（360° linear interpolation, 360°LI）和 180°线性插值（180° linear interpolation, 180°LI）因为能有效地利用原始数据、形成满意的重建图像而被广泛接受和采用。

（1）360°LI 法：待重建平面的每一数据均由位于该平面两侧、投影方向相同的两个投影数据（这两个投影数据相位相差 360°）经过线性插值获得。

（2）180°LI 法：待重建平面的每一数据均由位于该平面两侧、投影方向相反的两个投影数据（这两个投影数据相位相差 180°）经过线性插值获得。

4. *螺距* 是指在扫描转动部分旋转一周期间扫描床带动病人移动的距离与准直宽度（扇形 X 线束厚度）之比：

$$P=\frac{d}{s}$$

式中：P 为螺距，d 为扫描一周床移动距离（mm），s 为准直宽度（mm）。

螺距是一个无量纲的比值。其大小影响到图像质量。螺距等于 1 时，重建使用的数据量与非螺旋扫描持平；螺距大于 1 时，使用数据量小于非螺旋扫描，图像质量下降。

## 三、多层螺旋 CT

1. *探测器结构* 多层螺旋 CT 的探测器与单层螺旋 CT 的探测器不同。单层螺旋 CT 在 *z* 轴方向只有一排探测器，多层螺旋 CT 的探测器设计为二维阵列，在 *z* 轴方向上有多个探测器排，增加了在 *z* 轴方向的覆盖范围。探测器在 *z* 轴方向的排列形式可分为两种：等宽型和不等宽型。等宽型单个探测器的宽度是一致的，不等宽型单个探测器的宽度有 2～3 种或更多，如图 13-13 所示。

多层螺旋 CT 有多个数据采集系统、多个数据通道，通过前准直以及探测器排的不同组合形式，可以获得不同的扫描层厚。

2. *使用厚扇形 X 线束* 多层螺旋 CT 扫描一周获得多个层面图像。X 线扇束厚度等于多个层面的总厚度，提高了 X 线的利用效率。对相同的曝光时间、螺距和层厚，多层螺旋 CT

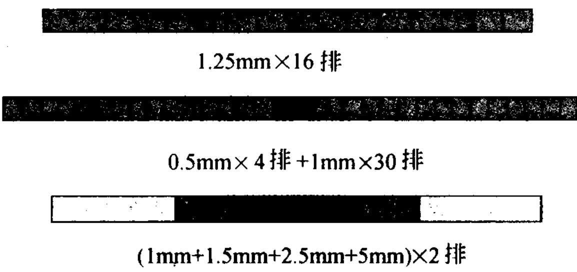



**图 13-13　多层螺旋 CT 探测器 z 轴排列示意图**

减少了扫描时间，扩大了扫描覆盖范围，提高了检查的速度，单位时间内可以检查更多的病人。如图 13-14 所示。

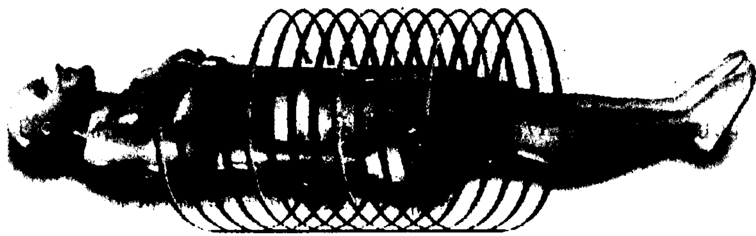


**图 13-14　多层螺旋 CT 扫描示意图**

**3. 实现各向同性**　各向同性成像即在所有方向上空间分辨率几乎相同的成像。

非螺旋扫描和单层螺旋扫描的扫描层厚通常在 1mm 以上，CT 图像的断面内空间分辨率明显大于 z 轴方向的空间分辨率，各向同性分辨率难以实现。多层螺旋 CT 单个探测器的宽度从 0.5～5.0mm 不等，最薄扫描层厚达到 0.5mm，因而有利于进行精细扫描，提高 z 轴空间分辨率，从而实现各向同性分辨率，如图 13-15 所示。达到各向同性分辨率成像技术的优点：可让我们能以接近相同的图像质量选择任意方向层面评价解剖结构；可以任意角度扫描，并回

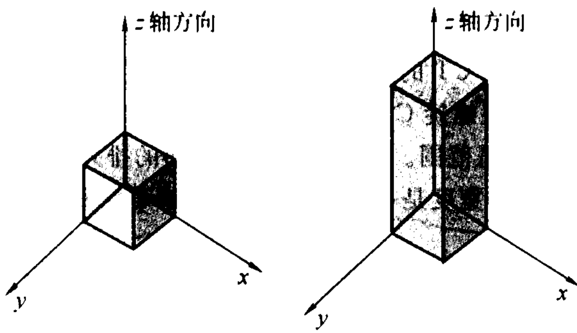



**图 13-15　多层螺旋 CT 各向同性示意图**

顾性重组出最佳角度平面图像；也可以从一个容积扫描中选择不同的平面或方向成像而没有图像质量的下降，并且无需重新扫描和增加放射剂量。

4. *多层螺旋CT的层厚调节*

(1)由探测器的排间组合情况决定：如探测单元 $z$ 轴方向为0.5mm，没有组合使用，每排探测器使用一套采集通道，输出的信号为0.5mm的层厚；相邻两排探测器的同一探测单元共用一个采集通道，输出的信号为1mm的层厚；相邻4排的同一探测单元共用一个采集通道，输出的信号为2mm的层厚。多层螺旋CT图像的层厚在重建环节也能改变，但只能大于原始信号的层厚。

(2)在回顾性重建时进行选择：如扫描时探测器准直采用16mm×0.75mm，通过软件可回顾性重建出1mm，1.5mm，3mm，5mm，10mm等层厚的图像，但一定大于扫描时所采用的层厚。

5. *算法*　由于多层螺旋CT重建某一断面图像的数据来源于多个探测器排的采集数据，且多层螺旋CT的几何结构也不同于单层螺旋CT，故其重建算法也与单层螺旋CT不同。

单层螺旋CT的X线束位于扫描架平面内且垂直于扫描架旋转轴（$z$ 轴），为扇形束成像几何。多层螺旋CT的X线束在 $z$ 轴方向扩展开一定角度，称之为锥形角，X线束为锥形束，除中心探测器排接受的X线位于扫描架平面内，其他探测器排接受的X线均与扫描架平面呈一定角度，为锥形束成像几何。

对于4层螺旋CT，因其X线束的锥形角很小，可以近似看作每个探测器排接受的X线均垂直于 $z$ 轴，类似于扇形束成像几何，图像上形成的锥形束伪影可以忽略。故可以把360°LI或180°LI改进后用于图像重建，称为扩展的360°LI(extended 360° linear interpolation, ex-360°LI)和扩展的180°LI(extended 180° linear interpolation, ex-180°LI)。4层以上螺旋CT图像重建时需考虑X线束锥形角的影响。为减少锥形束伪影，而使用锥形束重建算法。

# 第四节　安装验收

## 一、设备对机房的要求

### (一)机房设计

1. *平面布局*　CT机房包括扫描间、控制间、准备间等。结构复杂的CT，要求设有安置电器柜的设备间，如图13-16所示。一般要求为：扫描间40m²，控制间20m²，设备间20m²，准备间20m²。房间安排时要考虑扫描架倾斜和扫描床面伸延的空间，考虑扫描架、电器柜挡板打开维修设备的空间，高压注射器活动空间，考虑病人出入、工作人员活动的空间；考虑与准备间、治疗间等辅助房间的关系，观察窗位置，门窗防护等。

2. *电源地线*　电源变压器功率要求不能小于设备要求，电源电阻小于0.3Ω。电源波动小于10%。地线接地电阻小于4Ω。接地干线铜质，线经不小于16mm²。

### (二)运行环境

温度：18～22℃。湿度：45%～60%为宜。通风防尘：为了避免交叉感染，应有新鲜空气补充，又要防尘。在冷却风扇大量使用的今天，要求空气洁净，否则粉尘将大量附着在风扇附近的器件上，如果湿度增大，将会影响器件的寿命。

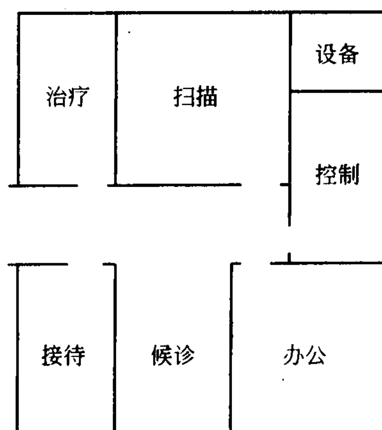



图 13-16 CT 机房平面设计

## 二、安装调试

**(一)到货验收**

CT 机的组成部件很多。到货时首先根据装箱单清点部件名称、数量,注意观察内外包装有无损坏、水浸痕迹、倾斜标记(有的包装箱侧面有"倾斜倒置记录标记",只要该箱曾经被倒置或大幅度倾斜,标记会发生颜色变化)。如有异常应在送货单上做事故记录后再签收,以便事后追查责任。

开箱时,箱体不能倒置,切忌用撬棍或锤子冲击箱体,以防震坏 CT 部件。开箱后根据装箱单逐件核对,直至确认无误。细心观察机件有无明显损坏、变形和生锈。认真核对编号,与装箱单符合无误。重点检查精密易碎的部件,如 X 线管、探测器等,观察是否有破损、污染及霉斑等现象。

**(二)搬运就位**

CT 机的各部件较大,安装前应将其按事先的安排尽量一次到位,不宜来回搬动,以免碰撞和损坏。扫描架、扫描床及控制台的安装,本着利于工作和方便病人的原则,根据机器的机械安装图,事先设计好平面位置布局,标明各部件的尺寸、相互关系;现场在扫描室地面上画好扫描架和扫描床的位置,以及固定螺栓的位置。

将扫描架平稳移入安装位置,固定,调整底座水平,如有必要须调整配重。安装扫描床时,扫描架采样孔旋转轴和床面移动中心轴要细心对准,然后用地脚螺丝固定。控制台的安装要方便观察扫描床和扫描架,以便 CT 机运行时可了解到病人的反应和机器的运行状态。

**(三)接线**

应详细阅读说明书,弄清电器原理图和接线图,核实各连线的编号和标记,确定最佳布线方案。

接线前要事先检查电源电压、频率、功率、电阻是否符合设备要求。设备的地线应连接到接地干线,要求接地装置一定要性能良好,电源中线(零线)不能当地线用。

连接好 CT 各部件之间的接线,部件内部组件之间的接线,以及图像处理系统与相关部件

的连接等。

**(四)通电调试**

通电前应认真检查接线准确无误;各连接插件有无松动,接触是否良好。仔细观察电路元件是否有松动、脱落、变形、受潮及损坏等现象,各接线有否松脱。在确认无短路、断路后方可进行通电调试。

1. 通电调试应本着先附件后主机、先低压后高压、先机械部分后系统的原则。

2. 其机械部分进行通电调试主要包括:①扫描床升降和运动调试;②扫描架倾斜角度的检查与调整;③定位灯准确性的检查与调整;④扫描架的旋转调试,特别是旋转的均匀性调试。旋转的不均匀会造成明显的图像伪影。

3. 在未完成低压调试前不要接上高压,以防高压电击或在控制电路未正常时损坏设备。

4. 通电调试按单元电路进行,以防通电时某些电路或元件的故障造成其他电路及元件的损坏,也有利故障的查找和检修。

5. 系统调试。保证系统的正常运转。CT 机的调试工作基本都由软件来完成。调试的内容包括 X 线的产生、探测器的信号输出、准直器校准、扫描床的运动、图像显示系统和激光相机的调试等。上述调试完成后可利用机器附带的水模进行测试。水模测试主要是测试断面内 CT 值的准确性和均匀性。

6. 各种软件功能的开通试验。

7. 各种性能指标的验证。

8. 将通电调试过程中测得的所有数据记下来,存档备查。

## 三、质量控制

CT 的质量控制是指为保证 CT 影像质量和技术质量达到规定的要求,并使患者接受的 X 线剂量减到最低所采取的技术和活动一计划体系。其内容主要包括验收检测和稳定性检测。

**(一)CT 机的验收检测**

1. 安全检测验收　指对剂量相关的参数检测,主要包括曝光参数和 CT 剂量指数。

曝光参数定义为 X 线管电压(kV)、管电流(mA)和曝光时间(s)的设定。一般来说,管电压可选择 1～3 种数值(80～140kV 范围)。给定管电压值和层厚以后,影像质量依赖于 X 线管电流和曝光时间的乘积(mAs)。曝光量(mAs)的增加会造成患者辐射剂量的增加。因此,影像质量应控制在刚能满足临床需求的水平上,尽可能降低使用的剂量。只有在需要较高信噪比的情况下,才选择较高的曝光量(mAs)。

CT 剂量指数(CT dose index)定义为将模体内垂直于断层平面方向 $z$ 轴上 $z$ 点的吸收剂量 $D(z)$ 沿 $z$ 轴从 $-L$ 到 $+L$ 对剂量曲线积分,除以标称层厚 T 与扫描断层数 N 的乘积,其表达式即 $CTDI = (1/NT)\int_{L}^{+L} D(z)dz$。积分区间的选取方法目前有 $-7T$ 到 $+7T$,以及 $-50mm$ 到 $+50mm$ 等。其验收标准参见表 13-1。

2. 机械性能验收　主要包括扫描架、扫描床、X 线准直器、探测器系统等,其性能指标包括:定位光精度、床运动精度,扫描架倾角精度。

扫描架内 X 线管和探测器以相对固定的位置安装在转动框架上,通过准直器将 X 线变成扇形射束。扫描时,扫描架应匀速、无震动,无异常声响。另外验收时要注意扫描架固定牢靠,

表 13-1 CT 机的稳定性检测项目与技术要求

| 序号 | 检测项目 | 检测条件 | | 验收检测 | 稳定性检测 | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | | 要求 | 要求 | 周期 |
| 1 | 定位光精度(mm) | 体部模体 | | ±2 | — | — |
| 2 | 层厚偏差[(s)mm] | s≥8 | | ±10% | 与基线值偏差<br>s >2mm 时,±1.0mm<br>s<2mm 时,±50% | 每月 |
| | | 2<s<8 | | ±25% | | 每月 |
| | | s≤2 | | ±50% | | 每月 |
| 3 | CT 值[(水)HU] | 头部模体 | | ±4 | 与基线值偏差±4 | 每月 |
| 4 | 噪声 | 头部模体 | | 参照厂家数据 | 基线值的±10% | 每月 |
| 5 | 均匀性(HU) | 头部模体 | | +5 | 与基线值偏差±2 | 每月 |
| 6 | 高对比分辨率(mm 或 LP/cm) | 头部模体 | 剂量≤50mGy | ≤0.8mm | 基线值的+15% | 每季 |
| | | 头部模体 | | ≥6.25LP/cm | 基线值的−15% | |
| 7 | 低对比分辨率[(对比度 0.6%)mm] | 头部模体 | | ≤4.0 | — | — |
| | | 体部模体 | | ≤8.0 | | |
| 8 | CT 剂量指数(mGy) | 头部模体 | 中心 | 参照厂家数据 | 基线值的±20% | 半年 |
| | | | 表面 | | | |
| | | 体部模体 | 中心 | | | |
| | | | 表面 | | | |
| 9 | 床运动精度(mm) | 定位 | | ±2 | ±2 | 每月 |
| | | 归位 | ±2 | ±2 | ±2 | 每月 |
| 10 | 扫描架倾角(°) | ±15 | | ±2 | — | — |

并保持水平。

扫描床上升、下降、前进和后退应灵活,且运动精度要求是±2mm。

定位光精度可通过测试模体来检测,表面应有清晰易见的定位标记,内部嵌有与均质环境成高对比的特定形状的物体,此物体的形状、位置应与模体表面定位标记具有严格的空间几何关系。对其扫描后利用模体表面标记与内嵌的高对比物体的空间几何关系测出定位光标对实际扫描层面位置的偏差。CT 定位光精度要求±2mm。

3. *影像质量验收* 影像质量性能指标主要包括空间分辨率、密度分辨率、噪声、CT 值准确性、均匀性等。

分辨率分为空间分辨率和密度分辨率,这两个参数相互依存,对影像质量具有十分重要的作用。空间分辨率是指某物体间对 X 线吸收具有高的差异、形成高对比的条件下,鉴别其微细结构的能力。它受探测器宽度、层厚、物体一探测器距离、X 线管焦点尺寸和矩阵尺寸的影响。密度分辨率决定着周围区域密度有较小差异时,可以观察的可视细节的尺寸。密度分辨率受到噪声的影响明显。

噪声是指在均匀物质的影像中,表示给定区域的 CT 值对其平均值的变化量,它对密度分

辨率具有显著影响。噪声在很大程度上取决于辐射剂量，噪声量的大小是指同类物质的感兴趣区中CT值的偏差大小，它与X线剂量的平方根成反比。为了避免噪声的增加，在层厚减小时要适当增加剂量值。检测时对噪声的要求要参看CT厂家所提供数据。

CT值的准确度是通过利用常规的操作参数和重建算法对测试物体的扫描来证实的。CT值受X线管电压、线束滤过和物体厚度的影响。水的CT值定义为0，所测水的CT值应在±4HU范围内。

均匀性是指在视野中匀质体各局部在CT图像上显示出的CT值的一致性。匀质体断面上边缘（相当于钟表3，6，9，12时的方向）和中心区域间的CT值差异应≤5HU。这些差异在很大程度上归因于线束硬化的物理现象。

**（二）CT的稳定性检测**

CT的稳定性检测是为确定CT在给定条件下形成的影像相对于一个初始状态（基线值）的变化是否符合控制标准而进行的检测。其中基线值是指X线诊断设备功能参数的参考值。是在验收或状态检测合格之后，由最初的稳定性检测得到的数值，或由相应的标准给定的数值。其中CT机的验收检测和稳定性检测项目与技术要求见表13-1。

## 四、维护保养

CT机是大型精密医疗设备，维护保养工作是CT设备处于良好工作状态的保证，是减少故障的重要手段。

**（一）工作环境**

要使CT机正常工作，首先要保证其良好的工作环境，即保持机房、操作间的清洁卫生，保持CT机房的规定温度和湿度，避免周边震动等。定期检查CT机各房间的空调使用情况，清洁空调的过滤网，保证其正常工作状态，使机房温度控制在18～22℃为宜。湿度对CT设备影响很大，湿度过小，会导致元器件的几何变形和性能参数改变。湿度过高，会导致精密器件生锈，精度降低，使用寿命缩短。CT机在高的湿度环境中运行，会增加故障发生，显示错误信息。CT机房特别是计算机机房，要安装空调机或专用除湿机，确保湿度控制在45%～60%。

CT机要求供电稳定、电压波动小，不得在CT机运行过程中停电拉闸。当电压波动时，机上稳压电路不可能完全有效地输出，将造成瞬间高脉冲窜入，使X线管处于瞬间超负荷。若电压经常处于波动较大而不稳定状态时，必须外加一台与设备容量相当的自动交流稳压电源。室内装有的自动恒温空调器和除湿机，最好不要与CT机同时接在稳定电源上，因为大功率负载的启动和停止，都会有瞬间电流变化而出现影响正常扫描的波形，影响X线系统的正常工作。

**（二）使用操作**

CT机属大型昂贵的精密医疗设备，必须正确使用，任何一个错误的操作，轻者达不到目的，重者造成设备损坏。

1. *使用原则* CT机的使用应遵循下列原则：①CT机操作人员必须具备专门知识和操作技能，熟悉CT机的结构、工作原理、扫描参数选择等等。应按国家的相关规定，经过专门的CT机上岗培训并获得合格证书；②根据CT机的特点，严格按照使用说明所规定的操作规程操作，要谨慎、熟练、正确地操作机器；③每日CT开机后，按要求进行X线管预热训练和空气校准，避免冷X线管突然加上高压后因快速升温而造成阳极靶面损伤，降低X线管的使用寿

命；④扫描过程中要注意操作台和监视屏上各参数的变化，及时发现异常；⑤应注意扫描的间隔时间，禁止超热容量使用。

2. 操作规程　不同厂家和型号的CT机有其自身的使用特点，也有其相应的操作规程。归纳起来，有以下几点：①开机前检查控制室、扫描室和计算机室的温度和湿度，使之达到规定的要求方可开机；②严格按照顺序启动机器，开机后观察各项技术选择是否在正常位置，并开始进行CT X线管的预热训练；③按要求进行X线管的预热训练后，再按医嘱和病变部位选择相应的技术条件扫描病人；④按要求进行CT图像后处理，并记录影像；⑤每天的病人检查完后，严格按顺序关闭机器，再关总电源。

**(三)日常保养**

CT机的日常保养应按天、周、季度和年度计划进行，并做好日常保养工作的记录。

1. 温度和湿度　保持机房恒定的温度和湿度这是对设备工作环境的基本要求，注意在清扫机房时，应尽量不用水或少用水。若发现机器有受潮现象，应首先作干燥处理后，方可开机。

2. 保持机房和机器内部清洁　由于静电感应可使灰尘附着于元器件表面，影响元器件的散热和电气性能。CT机房应该是封闭房间，通过换气扇与外界通风通气，其他的功能房间应该有纱窗，工作人员进出CT机房都换专用拖鞋，以防止灰尘和沙土带入机房。

3. CT机定期性能测定　为了使CT机提供优质的诊断图像，必须对影响CT图像的CT机各部件和性能参数进行经常性监控。定期对CT的图像进行质量检测，用水模进行CT值、CT值平均值、标准差及像素噪声等的检测，并利用分辨率测试模体进行空间分辨率和密度分辨率的测定。全面质量测试的内容包括：X线发生器、焦点尺寸、扫描层厚、床运动精度、X线管输出量、噪声水平、空间分辨率、密度分辨率和CT值的线性等。

4. 注意安全检查　CT机在使用过程中，由于机械的磨损和电元件的老化等原因，总会产生一些不安全的隐患，只有随时注意，才能避免一些故障或事故的发生。日常检查包括：扫描床的升降和进退、扫描架的倾斜角度、探测器和X线管的运行、接地是否良好、X线管套有无漏油、X线管升温是否过快、各种连线有无被老鼠咬断或绝缘橡胶被咬破等等。一旦发现异常，应及时修复或更换。

## 五、保养时间表

CT机在使用过程中，要定期检查和保养机械器件(扫描床、扫描架)和电器元件，以便及时发现故障和隐患，防止故障扩大和事故发生，延长CT机的使用寿命。为了保持CT机良好的运行状态，应按照稳定性检测要求定期对各项性能指标进行检测，并制定相应的CT机保养制度。

1. 日清洁　对CT控制操纵台、扫描架、扫描床的表面，每天早上开机前或下班后要用柔软的纱布轻擦浮尘，以防止开机扫描时灰尘吸附到电路板等电元器件上。控制台、扫描架上绝不允许放置水杯，以防水杯倾倒进入机器内，造成重大的故障或事故。每天应用半干的湿拖把清扫CT机房地面，最好用吸尘器先吸尘，再用拖把清扫，绝对不能用湿拖把清扫CT机房，以防止潮气吸入机器内部，造成机器生锈和电器短路。

2. 周检查　每周应对CT机的控制台、扫描架、扫描床、高压发生器和计算机柜等进行一次检查。用SMPTE图形调整显示器的亮度、对比度，使保持最佳状态。检查控制台表面各技术选择键是否灵活；扫描床上升、下降和前进、后退是否灵活自如，有无运行障碍情况；扫描架

表面的各操作键是否灵活管用，功能键的作用是否灵敏。计算机柜内有无异常的烧焦味，计算机柜内的各电路板是否松动，计算机柜内的连接导线是否松脱和断开等。

3. 季保养　CT 机的月保养首先包括周检查内容。另外打开控制台前后挡板，观察排风扇是否运转，必要时对控制台内部、计算机柜内、扫描架内和检查床内部的灰尘，可用带毛刷的吸尘器抽吸，特别对集成电路板上的灰尘，要用柔软毛刷和喷气皮球清除，千万不要用硬的东西碰撞电路板；清洁通风口滤过网，必要时更换；对扫描床内的固定件是否稳固，必要时紧固里面的螺丝、螺帽，调整传动用的钢丝绳；扫描架内各连接导线有无松脱，各螺丝、销钉有无松动等，高压电缆有无松动、绝缘橡胶有无破损，检查高压发生器和 X 线管表面有无油迹，高速旋转环境下稍有密封问题会造成冷却油外泄，应严密进行观察。按照稳定性检测要求定期对各项性能指标进行检测。

4. 年检测　CT 机运行一定时间后，某些机械部件和电器元件，特别是 X 线管、探测器等性能发生变化，其主要参数可能发生变化，应进行校正。

CT 机的年检测首先包括季保养内容。另外要进行如下检测：

(1)X 线曝光参数检测，如 kV，mA。

(2)清理高压插头，更换硅脂和绝缘垫。

(3)清理滑环碳刷和周围散落的碳粉，必要时更换碳刷。

(4)检测接地电阻(雨季前)。

(山东省医学影像学研究所　秦维昌)

# 第14章 数字X线摄影系统

数字X线摄影系统是传统X线成像与计算机技术结合的产物。涵盖各种由检测器接受X线曝光到输出数字图像的系统。成像板(imaging plate,IP)方式的X线摄影系统始于20世纪80年代,专称作计算机X线摄影(computed radiography,CR)。平板检测器方式始于20世纪90年代,称为直接X线摄影(direct radiography,DR)。同时期也诞生了其他几种不同成像原理的数字X线摄影系统。

数字X线摄影与传统的屏-胶系统相比具有如下优点:①对比度分辨率高:对低对比物体具有良好的分辨能力;②动态范围大,线性好;③量子检出效率(detective quantum efficiency,DQE)高,辐射剂量小;④成像质量高:利用计算机技术进行图像后处理,可更精细地观察感兴趣的细节;⑤数字化传输和存储:能进入图像存储与传输系统(picture archiving and communication system,PACS)系统,实现影像的集中贮存、网络传输和远程会诊,消除用胶片记录X线影像带来的种种不便。

数字影像所具有的不足:空间分辨率低,为2~4Lp/mm,胶片的空间分辨率在理论上能达到5~7LP/mm。

## 第一节 计算机X线摄影

富士公司于1982年首先推出了CR系统。CR具有与传统X线照片相比拟的成像质量和信息量,且曝光剂量宽容度大,CR采用的是数字化成像技术,可以将图像信息按照诊断要求进行图像后处理,提高了照片质量并减少了废片的产生,20世纪90年代中期该技术逐渐成熟并广泛应用于临床摄影。

### 一、CR的分类和组成

**(一)CR的分类**

按用途不同分为通用型和专用型两种。

1. **通用型CR** 是将IP置入与屏-胶系统类似的暗盒内,曝光后在阅读器进行读取。其特点是手工搬运、更换暗盒,可适用于原有X线机和使用屏-胶系统暗盒进行的所有X线摄影检查项目。

2. **专用型CR** 其读取设备与滤线器摄影床或立位摄影架结合在一起,即卧式摄影专用型和立位摄影专用型。IP结构与通用型CR基本一致,IP经过X线曝光后,直接被传送到信号读取和残影消除部分处理,然后重复使用。其特点是功能相对单一,但不需要手工操作,对于同类工作效率高,适于专科或大型综合性医院。

**(二)CR的组成**

现以通用型为例介绍CR系统的构成。CR按设备功能主要分为影像读取装置(imaging reader),控制台(console),后处理工作站(work station)、存储装置和成像板(imaging plate,

IP)组成,系统构成见图 14-1 所示。

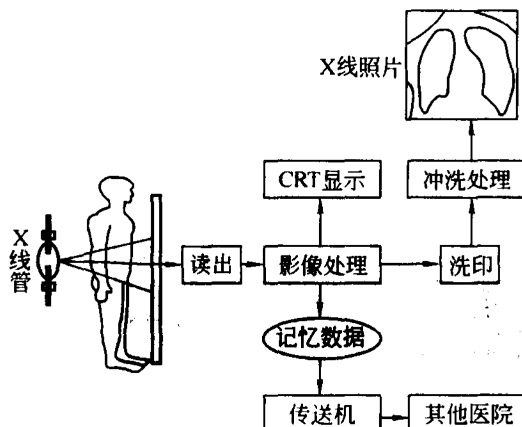



图 14-1　CR 系统组成

1. **影像读取装置**　其作用是读取 IP 的潜影信息,形成图像数据,向工作站输出图像数据,对 IP 进行擦除处理。

其构成主要由 IP 拾取器、激光扫描器、光电倍增管、A/D 转换器和擦除灯组成,IP 的读取方式见图 14-2 所示 。

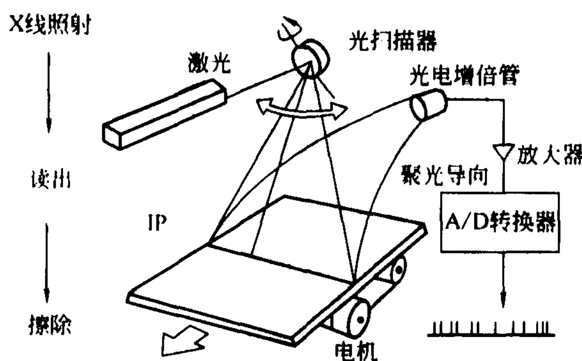



图 14-2　IP 的读出方式示意图

2. **控制台**　登记患者姓名、性别、年龄等基本信息,选择检查部位、图像扫描方式(auto,semi 或 fix 选项)、图像预览、图像预处理等功能。有的控制台带有打印功能。

3. **后处理工作站**　带有专业处理图像软件和高分辨率专业显示器(分辨率一般在 2～5M 之间)。进行影像的谐调处理、空间频率处理、减影处理、面积测量、长度测量、角度测量、黑白翻转、打印等多种处理功能。影像经过后处理能增加诊断信息,提高诊断的正确性。

4. **存储装置**　采用如光盘(CD)、磁光盘(MO)、磁盘阵列等方式,将经影像阅读器输出的影像数据进行存储。

## 二、CR的成像介质

### (一)IP的基本结构

IP作为记录信息的载体，是CR成像系统的关键部件。IP的组成包括：保护层、荧光层(光激发物质)、支持层(基板)和背衬层(背面保护层)。见图14-3所示。

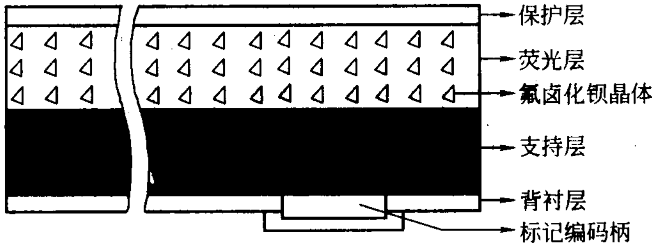



图14-3 IP结构的剖面图

1. *保护层* 由一层非常薄的聚酯类纤维制成，能弯曲、耐摩擦、透光率高，作用是保护荧光层不受外界温度、湿度的影响，使用过程中可防止荧光层受到损伤。

2. *荧光层* 其内的荧光物质可将第一次被X线激发的信息记录下来，再次受激光照射时释放出与初次激发所接收的信息强度相对应的荧光，这种现象称为"光激发发光(photo-stimulated luminescence，PSL)"，具有此现象的物质称作"光激发物质(photo-stimulated substance)"。IP的荧光层采用含有微量二价铕离子的氟卤化钡晶体($BaFX:Eu^{2+}$，X=Cl，Br，I)作为光激发物质。其结构见图14-4所示。

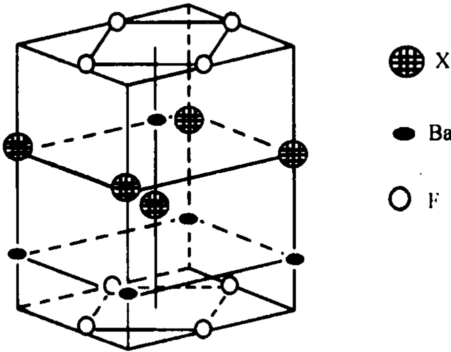



图14-4 氟卤化钡的晶体结构图

荧光层是用多聚体溶液把含有微量二价铕离子的氟卤化钡晶体相互均匀结合而成，它有适度的柔韧性和强度。光激发物质结构晶体的尺寸平均为4～7μm。晶体直径越大，PSL现象也越强，但影像清晰度下降。

3. *支持层* 用聚酯纤维胶制成，该材料具有较好的平面性、适度的柔韧性和良好的机械强度。支持层的作用是保护荧光层免受外力损伤，延长IP的使用寿命。为防止激光在荧光物质层和支持层之间发生界面反射，将支持层制成黑色，提高影像清晰度。

4. *背面保护层* 该层的取材与表面保护层相同。主要作用是避免IP在使用过程中的摩擦损伤。

### (二)IP的类型与规格

1. *按用途分* 有high resolution(HR)和standard(ST)两类。高分辨率型多用于乳腺摄影，普通型多用于常规摄影。

2. *按基板类型分* 有硬基板和软基板两种。

3. 按读取方式分　有单面阅读和双面阅读两种。双面IP采用透明支持层，两面设有读取器件，受激光激发时，双面同时采集，提高了输出信噪比，DQE值比普通IP增加了30%～40%，相应降低了曝光量。

4. IP尺寸　与屏一胶系统暗盒系列一致。乳腺摄影用：8×10(英吋)；普通摄影用：8×10(英吋)，10×12(英吋)，14×14(英吋)，14×17(英吋)等。

**(三)IP的特性**

1. 发射光谱与激发光谱　激发IP的X线光谱称为发射光谱。在390～400nm波长处PSL取得峰值。荧光体受激光照射发出蓝-紫光，它由荧光体内少量的二价铕离子产生。发光强度依激发IP的激光波长而变，把PSL强度与读取照射光波长的关系曲线称为激发光谱，用600nm左右波长的红色氦-氖激光读取时效果最佳。发射光谱与激发光谱的峰值有一定间距，光电倍增管在400nm波长处有最高的检测效率，这对提高影像的信噪比很重要。

2. 时间响应　当激光照射荧光体停止后，发光按其衰减规律逐渐终止。IP的PSL强度衰减速度很快，不会发生采集和读出信息的重叠，即IP具有很好的时间响应特征。

3. 动态范围　IP发射荧光的量依赖于第一次激发的X线量，在$1:10^4$的范围内具有良好的线性。IP的动态范围比屏-胶系统大得多，具有较大的曝光宽容度。

4. 存储信息的消退　X线激发IP后光子被俘获存储于荧光体内，在读取前的存储期间，一部分被俘获的光子将逃逸，从而使第二次激发时荧光体发射的PSL强度减少，这种现象称消退。IP的消退现象很轻微，按标准条件曝光的IP在一定存储时间内几乎不受消退的影响。但若读取前存储过久，致使噪声加大。

5. 天然辐射的影响　IP不仅对X线敏感，对其他形式的电磁波也敏感，如紫外线、γ射线等。随着这些射线能量的积蓄，在IP上会以影像的形式被检测出来。长期存放的IP直接使用，会在影像上出现黑斑，应在使用前用强光擦除，以消除天然辐射的影响。

## 三、CR成像工作原理

**(一)CR成像工作流程**

见图14-5。

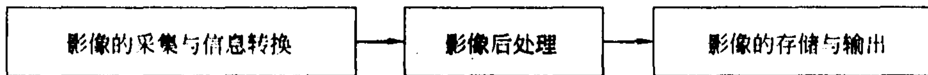



图14-5　CR成像工作流程图

**(二)影像信息的采集与转换**

1. 影像的采集　IP置于暗盒内使用，X线透过被照体后与IP的荧光层发生作用，将透过人体的信息储存于IP内形成潜影。

2. 信息转换　暗盒内带有潜影的IP通过影像阅读器内的机械手自动拾取，机械装置自动将IP送入激光扫描区，潜影经过激光(氦-氖激光束波长为633nm，半导体激光束波长为670～690nm)扫描进行读取，IP被激励后，以蓝-紫光的形式释放出存储的能量，IP的荧光体被第二次激发后发生光激发发光(PSL)，产生荧光的强弱与第一次激发时所接收的能量精确

地成正比(即呈线性关系)。该荧光体被二次激发的光沿着激光扫描线设置的高效光导器采集并导入光电倍增管内,转换成为相应强弱的电信号,继而电信号被馈入模/数(A/D)转换器转换成数字信号。

**(三)影像后处理**

读取得到的图像显示在荧光屏上,根据诊断的特殊需要进行影像的后处理。CR影像处理主要包括谐调处理、空间频率处理和减影处理。影像读取过程完成后,IP残余的影像数据可通过强光灯照射擦除,然后重复使用。

**(四)影像的存储与输出**

储存方式很多,可储存于光盘、磁光盘、磁盘阵列等。如用一张4.7G字节容量的5英吋磁光盘,大约可存储1 200幅CR图像,若用不可逆数字压缩技术20∶1压缩可使存储量达到24 000幅,一张磁光盘大约可储存一中型医院3个月的工作量,以上储存方式减少了影像储存的空间,同时也方便了病人资料查询。

**(五)影响图像质量的因素**

影响CR图像质量的因素大体上分为两部分,即PSL物质的特性和读取系统的电、光学特性。

1. *激光束的直径* 读取装置的激光束直径越小,读取的信息量越多,图像质量越好。

2. *噪声* CR系统噪声主要有X线量子噪声和光量子噪声。

(1)X线量子噪声:CR系统中X线量子噪声是在X线被IP吸收过程中产生的,与入射X线量、IP的X线吸收效率成反比。

(2)光量子噪声:在光电倍增管把光激发发光强度转换为电信号的过程中产生光量子噪声。它与光电子数成反比,与IP的光激发发光量、导光器的聚光效率以及光电倍增管的光电转换效率成反比。

在读取过程中,外来光与反射光的干扰、光学系统的噪声,电流的稳定程度、机械传导系统的稳定程度都直接影响图像质量。

3. *数字化的影响* 取样频率低会使图像的空间分辨率降低,过高会使数据量大量增加,从而使图像处理时间过长。数字化的取样间隔为0.1～0.2mm,空间分辨率一般为2～4LP/mm。

## 四、计算机图像处理技术

CR系统输出的数字信号通过计算机图像处理技术,能够在很大程度上改善图像质量、获得更满意的图像。图像处理主要有三个环节:①与系统读取数据功能有关的处理,涉及图像读取装置输入信号和输出信号之间的关系,利用适当的图像读取技术,保证整个系统在比较宽的曝光剂量内自动获得具有最佳密度和对比度的图像;②与图像显示和打印功能有关的处理,通过各种后处理功能,获得一张具有较高诊断价值的图像;③与图像信息的存储和记录有关的处理,要求在不影响诊断疾病的前提下,压缩图像数据节省存储空间、高效率传输图像数据。

**(一)图像读取灵敏度自动设定**

为了自动控制图像读取特性,实现图像密度的稳定,克服X线成像期间由于曝光过度或不足产生的图像密度不稳定性,CR系统设计了图像读取灵敏度自动设定功能(也称为自动曝光数据识别),在病人的摄影信息(姓名、年龄、部位等)输入计算机后,先用一束微弱激光粗略

地对已有潜影的 IP 快速扫描一次，得到一组采样数据（约 200×200 像素、8bit），首先根据摄影条件检测有无分割摄影、照射野的范围大小和在 IP 上的位置等，形成一个预读图像的直方图，通过对直方图的分析和计算，自动确定 X 线剂量范围，即读取装置的输入信号范围，从而决定本次读取 IP 图像的最佳条件，决定光电倍增管的灵敏度和放大器的增益。因此，不论以何种条件摄影，读取灵敏度自动设定装置会自动校正 X 线曝光量的误差，使读取装置的输出信号总处于一定范围内，形成稳定的数字图像密度，以最佳的密度在监视器或照片上重现。

**（二）图像处理技术**

与显示和打印有关的后处理技术主要包括谐调处理、空间频率处理、减影处理。

1. *谐调处理*　谐调处理可改变影像的对比度、亮度、图像黑白反转等功能，包括 4 个基本参数：即谐调类型、旋转中心、旋转量和谐调曲线平移量。谐调类型是 4 个参数中的最基本参数，包括多种曲线模式可以选择，当曲线围绕某点旋转时，这一点称作旋转中心，其旋转程度称作旋转量；谐调曲线平移时可以改变影像的总体光学密度。

2. *空间频率处理*　是通过频率响应的调节来影响图像的锐度，使兴趣结构的边缘部分得到增强或平滑，从而使特定组织结构得到最佳显示。

3. *减影处理*　将 0.4～1.2mm 厚的铜板置于两张 IP 之间，一次曝光得到不同能量的两张 IP，分别读取 IP 后得到两幅图像，然后由专用软件进行图像处理，便可分别获得常规、骨组织、软组织 3 副图像。

## 五、CR 的安装调试

**（一）CR 对机房的要求**

通用型 CR 可以配合多台 X 线机工作，可放置于多个摄影机房中间，或置于工作量最大的机房附近，以方便工作、提高工作效率。专用型 CR 已组合到 X 线机部件中。对机房的其他要求与诊断 X 线机对机房的要求相同。

**（二）CR 的安装调试**

CR 设备内部含有许多易碎物品，在运输和安装过程中，一定要小心，防止损坏器件。在打开包装箱以前，首先查看外包装箱是否完好，有无损坏、变形。如果存在疑问，保存好证据备查；同时检查装箱编号与运输清单是否相符，如果一切完好，在厂家工程师在场的情况下，打开包装箱，详细检查设备与装箱单是否相符，器件有否损伤。

如果没有异常情况发现，打开机壳护板，去除固定绑扎带，将分离运输的激光擦除灯、激光扫描器等装入阅读器内，按照安装说明书检查各电路板功能开关的设置，无误后装入机内。连接各分离设备间电线，安装控制台和后处理工作站、显示器、连接网线、分配网址，并做好 IP 地址记录。检查电源电压和机器设置电压是否匹配，尤其是国外引进的机型，注意是否与电源相符，在确认完全无误后打开电源。软件设定：包括医院名称、时间、图像显示格式、PACS 连接、图像打印格式等。最后连接激光相机，激光相机打印照片与后处理显示器上显示的图像亮度、对比度应该基本相符。

## 六、CR 验收项目与评价标准

**（一）性能检测项目**

1. *CR 性能检测*　包括以下项目：IP 暗噪声、IP 一致性、照射量指示器校准、激光束功能、

空间分辨率、空间距离准确性、擦除完全性、滤线栅效应和 IP 通过量检验。

2. CR 的附属设备性能检测

(1)激光打印机：可采用 SMPTE 检测方法或 IEC 检测方法两种。①SMPTE 方法，包括最大、最低密度，密度一致性、图像周边偏差度、非线性偏差度、低对比和高对比分辨率、灰阶水平、补偿处理效果和锐利度等性能检测；②IEC 方法，包括灰阶再现、低对比和高对比分辨率、影像几何特性、线状结构和临床参考影像等性能检测。

(2)影像工作站的显示监视器：可以应用上述 SMPTE 测试图形对监视器作多项参数检测和调整。此外，应该对监视屏的亮度和亮度均匀性进行检测，还应对观察室中环境照明条件作照度检测。

(3)观片灯箱：当前，多数 CR 系统仍以照片形式作为最终影像载体向医师提供诊断依据。因此，观片灯箱的 QC 检测也很重要，这包括灯箱的亮度、亮度均匀性、光扩散性以及读片室环境中照度等检测。

**(二)评价标准**

1. IP 的暗噪声　无论硬烤贝照片还是软拷贝影像都应该是一幅清洁、均匀一致和无伪影的影像。对任何输出影像中存在明显伪影，密度阴影或不均匀一致，都认为不合格。

2. IP 的一致性和重复性　对同一 IP 所得照片的平均密度值与每一个象限测量的密度值误差在±10%内，表明该 IP 一致性合格。对 3 块同一尺寸 IP 所得照片的中央密度值，与 3 块的平均密度值误差在±10%内，表明 IP 之间重复性合格。

3. 照射量指示器校准　系统对各图像因曝光量不同使用不同阅读参数，对此以照射量指示器进行显示，间接表示了曝光量的高低。不同厂家以不同方式表示并以不同方法进行校正。真实照射量和照射量指示器误差应在±20%范围内。

4. 激光束的功能　在照射钢尺时，正常情况钢尺边缘在照片或影像整个区域保持直线连续(可用 10 倍放大镜观察)。

5. 极限(空间)分辨率和分辨率一致性　①在照射细栅格网时，整个影像区域观察细栅格网应均匀一致，无模糊区，表示其分辨率均匀一致；②在评价极限分辨率时，与生产厂家提供的极限分辨率数值(称为 $f_{nyquist}$ 值)相比，在水平方向和垂直方向上 $R_{水平}/f_{nyquis}$ 和 $R_{垂直}/f_{nyquis}$ 应均在 10%内一致。而 45°方向则 $R_{45}/1.41\times f_{nyqis}$ 在 10%内一致。

6. 空间的(距离)准确度和 IP 均匀性　影像中无畸变，评价 $X$ 和 $Y$ 两个方向上测量的距离与实际物体距离误差在 2%内一致，不应超过 3%。

7. 擦除完全性　在第二次曝光的影像中没有存在第一次任何影像，表明对第一次曝光擦除完全；否则，证明擦除不完全，需作进一步擦除处理。

8. 滤线栅效应　当滤线器栅条垂直于激光束扫描方向时，不应出现明显的栅线或者波纹图形。

9. IP 通过量　计算每小时测量流通量 $T_m=60\times4/t$，式中 $t$ 表示 4 块板所需时间(min)。然后将计算得到的 $T_m$(板/h)，与工厂提供的 $T_o$(板/h)进行比较，应满足 $(T_o-T_m)/T_o<10\%$。

### 七、CR 使用注意事项与常规维护

**（一）使用注意事项**

首次使用 CR，必须先熟悉和了解 CR 系统的基本组成及成像过程，详细、全面地掌握 CR 的操作程序。开机前，要查看机房温度、湿度是否在正常工作范围，各连接是否正常。开机后，要全面检查整个 CR 的显示、工作情况。工作前做好 IP 常规维护、清洁和 IP 残影的消除工作。提前打开激光相机电源预热，检查相机内胶片所剩数量，做好准备工作。检查存储系统的工作状态及与 RIS/HIS 系统的连接。存储系统要求 24h 工作，做好患者资料的刻盘、备份工作。CR 影像后处理工作，应有临床经验丰富的高年资技师进行，如果摄影条件不适当、后处理难以达到效果或摄影位置欠佳，应立即重新摄片，感到图像满意后，再打印照片。进修和实习医师应在老师指导下工作，未经允许不得擅自独立进行。因阅读器不接受上、下颠倒或方向插错的暗盒，所以，要保持暗盒与插入通道的边缘平行。在整个插入和取出暗盒的过程中动作要轻，力量要适度以免造成机械部件的损坏。

**（二）常规维护**

IP 由于长期重复使用，表面会出现一些划痕和灰尘，应定期清洁，防止伪影产生。方法是采用脱脂棉蘸肥皂液从 IP 中心沿环形方向依次向边缘擦拭，注意勿划伤 IP。IP 的使用寿命一般在 1 万次曝光左右，超过使用寿命期限后，IP 灵敏度下降、分辨率下降、残存伪影产生等，应定期更换。IP 暗盒应按尺寸大小分别有序竖放，严禁叠压平放。定期清洁阅读器进风口过滤网灰尘，避免影响散热效果。定期清洁 IP 传输通道，防止灰尘产生伪影，清洁周期视实际工作量大小，1～3 个月清洁 1 次。按照说明书要求定期更换机械手负压泵和负压杯，一般要求 2～3 年更换 1 次；定期清洁擦除灯灯管表面和擦除灯通道，保证擦除效果。擦除灯一般要求 2 年更换 1 次灯管。

## 第二节　直接 X 线摄影

直接 X 线摄影（direct radiography，DR）的研究始于 20 世纪 70 年代末，在Ⅱ-TV 系统的基础上，利用 A/D 转换器将模拟视频信号数字化，进行计算机图像处理。随着微电子、光电子和计算机技术的发展，X 线摄影平板探测器快速发展，1997 年 11 月在 RSNA 上推出了早期机型。

1. *DR 设备的特点*　①辐射剂量低，DQE 高；②空间分辨率可以达到 3.6LP/mm；③工作效率高：省去了屏-胶系统更换胶片的繁琐程序，提高了工作效率；④图像质量优良，应用 DR 系统的后处理功能，可获得优异的图像质量。

2. *DR 系统的不足*　DR 系统在系统兼容性和价格等方面较 CR 差。

### 一、DR 的组成

DR 由探测器、影像处理器、图像显示器等组成。

1. *探测器*　是将 X 线信息转换为电信号的器件。探测器把 X 线模拟信号转换为数字信号，送计算机处理。

2. *影像处理器*　功能主要包括各种图像处理，如灰阶变换、黑白反转、图像滤波降噪、放

大、各种测量、数字减影等。

3. 显示器　用于摄影图像的重现、软阅读。

## 二、DR的工作原理

探测器是DR的关键部件。根据探测器的不同DR可分为：非晶硒平板探测器、非晶硅平板探测器、多丝正比室扫描型和CCD摄像机型4种。下面分别介绍各种探测器的工作原理。

### (一)非晶硒(amorphous Selemium,a-Se)平板型探测器

主要结构由基板、集电矩阵、硒层、电介层、顶层电极和保护层等构成。集电矩阵由按矩阵排列的接收电极和薄膜晶体管(thin-film transistor,TFT)组成。非晶态硒层涂覆在集电矩阵上，再上是电介层、顶层电极。放大器和A/D转换器都置于探测器封装扁平外壳内，构成平板探测器(flat panel detector,FPD)；从外部看，探测器是接收X线照射而直接输出数字图像信息，所以称作直接X线摄影。

1. 工作原理　入射X线光子在硒层中产生电子-空穴对，在顶层电极和集电矩阵间外加高压电场的作用下，电子和空穴向相反方向移动，形成信号电流，被相应单元的接收电极所收集，存储在储能电容中；电荷量与入射X线强度成正比，所以每个集电矩阵就成为一个采集图像的最小单元，即像素。每个像素区域内还形成一个场效应管，它起开关作用。在读取控制信号的作用下，开关依次导通，把像素存储的电荷按顺序传送到外电路，经读取放大器放大后被同步转换成数字信号。

信号读取后，扫描电路自动清除硒层中的潜影和电容的残余电荷，以保证探测器能反复使用。TFT像素的尺寸直接决定图像的空间分辨率，如每个像素为139μm×139μm，在36cm×43cm的范围内像素有2 560×3 072个，工作原理见图14-6所示。

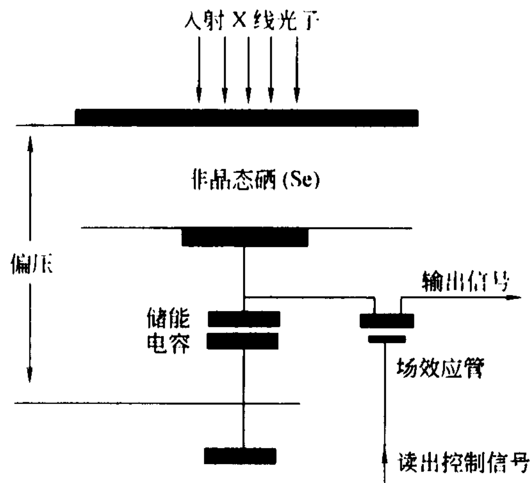



图14-6　非晶硒型FPD结构示意图

2. 技术指标　有效面积：36cm×43cm；像素尺寸：139μm；偏置电压：6 000V；空间分辨率：3.6lp/mm；密度分辨率：14bit；成像时间：10s预览，40s成像；工作温度：10～30℃。

**(二)非晶硅平板探测器型**

闪烁晶体+非晶硅(TFT)型平板探测器,由基板层、非晶硅阵列、碘化铯层等各层组成。

1. *工作原理*　探测器接受 X 线照射后,$C_SI$ 晶体将 X 线信号转化为可见光信号,可见光沿碘化铯针状晶体传递到非晶硅光电二极管,由光电二极管变为电信号。计算机控制读出电路 TFT 晶体管阵列自动读取矩阵像素的信息,经 A/D 转换后,把像素数据传送到图像处理器。探测器的结构见图 14-7 所示。

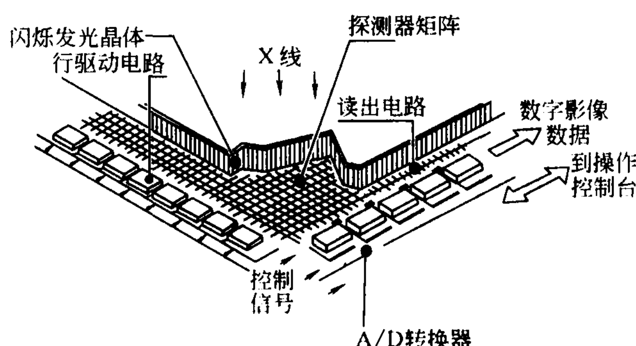



**图 14-7　闪烁晶体+非晶硅型的结构示意图**

数字图像信号由图像处理器进行处理和存储,在监视器上显示。曝光后 5s 能快速浏览图像。

2. *技术指标*　传感器矩阵 35cm×43 cm,一般由 4 块成像板拼接成一块整板,像素单元矩阵:2 560×3 072,像素面积一般在 143μm×143μm;分辨率:3.5LP/mm;感光度相当于 400 度 X 线片;成像时间:5s;由于在成像板内 $C_SI$ 闪烁体的作用,使得图像信号增强,这样可以降低曝光剂量。

此类平板探测器的闪烁体经 X 线曝光后,将 X 线光子转换为可见光,而后由光电二极管变为电信号,最后转换成数字图像信号。由于有可见光的转换过程,光的散射不可避免,影响图像的空间分辨率。但 $C_SI$ 闪烁晶体直径为 6μm 左右,相对于成像单元 143μm×143μm 的面积要小的多,因此对空间分辨率影响很小。

**(三)多丝正比室扫描投影 DR**

主要由高压电源、水平狭缝、多丝正比室、机械扫描系统、数据采集、计算机控制及图像处理系统组成,扫描架如图 14-8 所示。

1. *多丝正比室*　是一种气体探测器,可看作由许多独立的正比计数管组合而成。其基本结构是在两块平行的大面积金属板之间平行并列许多条金属丝。这些金属丝彼此绝缘,各施加一定的正电压(1kV 左右),形成许多阳极,金属板接地形成公共的阴极。室内充以隋性气体,如氩(Ar)气,或有机气体,如 $CH_4$,室壁装有薄金属(如铝)窗。当外部辐射线经金属窗射入正比室后,使气体介质电离。电离电子在金属丝与金属板之间的电场作用下向金属丝移动,并与气体分子碰撞,两次碰撞间隔时间内,电子从电场获得的能量大于气体电离能量时,会引起气体进一步电离。在每根金属丝附近,电子越接近金属丝,电场越强,因而导致电荷雪崩式增加,结果在金属丝上收集到的电荷比原始电离电荷增加 $10^2$~$10^4$ 倍。

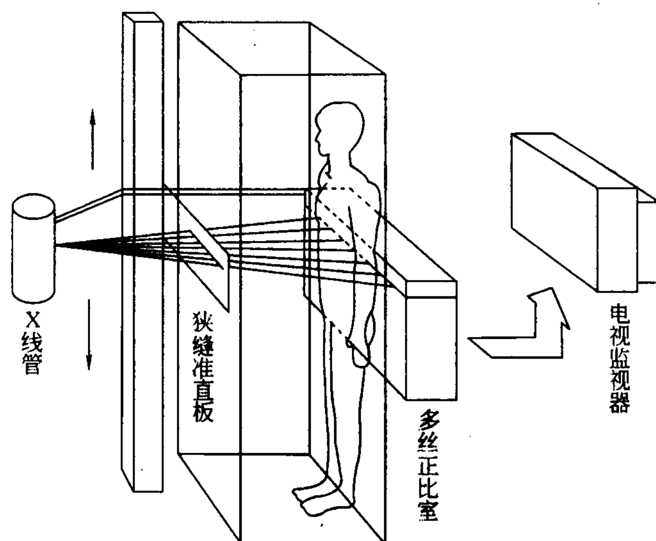



图 14-8 扫描投影 X 线机的结构

由于正比室对电离电荷有放大作用，故具有较高的探测灵敏度。另外每根金属丝上收集的电荷正比于其附近的初始电离电荷，亦即正比于该处的入射辐射线强度。

2. *工作原理* X 线管辐射的锥形 X 线束经水平狭缝准直后形成平面扇形 X 线束。X 线通过病人射入水平放置的多丝正比室窗口，在被探测器接收后，机械扫描装置使 X 线管头、水平狭缝及探测器沿垂直方向作均匀的同步平移扫描，到达新位置后再作水平照射投影；如此重复进行，就完成一幅图像的采集。多丝正比室的每根金属丝都与一路放大器相连，经 A/D 转换器将电压信号数字化后，输入计算机进行图像处理。监视器既可显示存储器内未经处理的图像，又可显示计算机处理后的图像。

3. *技术指标* 系统的分辨率与狭缝的宽度及金属丝的间隔有关，前者影响垂直分辨率，后者影响水平分辨率。目前，水平狭缝的高度和金属丝的间隔都减少到 0.5mm，每个像素的面积为 0.5mm×0.5mm 左右。

系统的主要技术参数如下：①多丝正比室尺寸：450mm×200mm×50mm；②采集效率高，背景噪声几乎为零；③密度分辨率宽，数字化量化深度 14～16bit；④拍摄一张胸片曝光剂量少，需 3～5mR；⑤采集一行信息约需 10ms，拍摄一幅图像在 6s 以内，虽不适合拍摄活动部位，但减少了因病人轻微晃动引起的伪影；由于狭缝的作用，患者接受的散射线减少 70%，可用于常规体检。

**(四)CCD 摄像机型 DR**

荧光板＋CCD 摄像机型 DR 主要由荧光板、反光板、CCD 摄像机、计算机控制及处理系统组成，结构如图 14-9 所示。

1. *工作原理* X 线透过人体后经过滤线栅滤除散射线到达荧光板，激发荧光，荧光经过一组透镜反射，进入 CCD 摄像机采集，采集后的视频图像信号经电缆传送到采集机，经 A/D 模数转换器转换成数字信号，送后处理计算机进行图像处理，处理后的图像可以送激光打印机

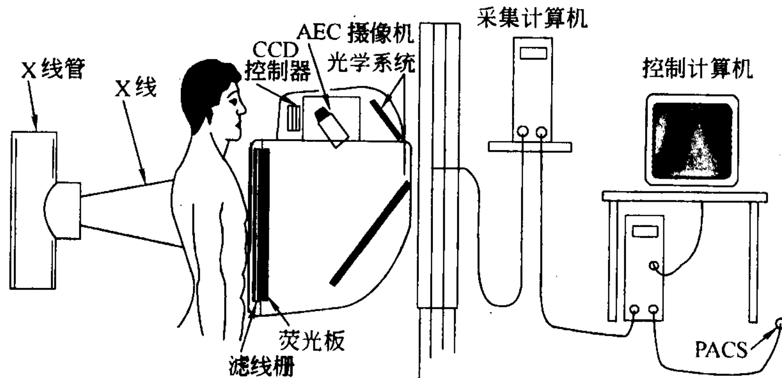



图 14-9　荧光板+CCD+摄像机型 DR 结构图

打印或存储。

2. *技术指标*　CCD 摄像机的像素数一般可达 400 万像素以上，空间分辨率：2.8Lp/mm，图像密度分辨率 16 bit，图像重建时间：7～8s，由于荧光板存在老化的问题，长时间应用会造成图像质量下降，应定期更换荧光板。CCD 摄像机型 DR 造价低，成像质量佳，消耗材料少，易于安装维护，一台多功能 DR 可以满足全身各部位摄片需求。

## 三、DR 安装与保养

### (一)DR 设备安装对环境的要求

DR 也有胸部专用或多位置通用型之分。DR 需安装于专用机房，面积、防护、电源、地线与普通 X 线摄影机房要求相同。位置安排要考虑活动部件的活动范围，使用面积 30m² 左右为佳。机房温度要求比较严格，必须控制在 22～24℃之间，最高不能超过 37℃。必须严格控制机房温度，防止平板探测器失去晶体化，造成重大经济损失。湿度控制在 40%～80%之间。

### (二)DR 设备的安装

与 X 线机的安装基本相同。查看内外包装，器件有无损伤，清点数量。搬运就位，打开机盖，去除固定绑扎带；固定 DR 支架，安装探测器板、活动滤线栅，固定 X 线机，检查各单路板功能开关的设置，安装控制台和后处理工作站，分配网址，连接网线。检查电源电压和机器电压设置，无误后打开电源。软件设定：包括医院名称、时间、网址分配、图像显示格式、图像打印格式等。调整缩光器照射野和指示灯照射野一致，其误差值<2%SID。对于多功能 DR，X 线管、探测器在垂直、水平位置或其他角度，应保证中心射线束始终与探测器板垂直。调整探测器、滤线器和球管相对位置，保证探测器、滤线器在水平和垂直位置与球管跟踪准确、保持准直，照射野大小与位置不变。

连接激光相机，调整激光相机参数，使打印胶片图像与后处理工作站图像基本相符。

新安装的 DR 设备，在临床使用前对探测器应作均匀性校正，方法是：启用调试程序，设置适当的技术参数，确保整个曝光路径没有任何物体遮挡，除掉贴在探测器上的所有标记，按照正常曝光程序曝光，然后检查校准影像，一般需要校准 4 次，保证图像均匀、没有伪影出现。

### (三)DR设备的日常保养

实行合理的维护和保养措施可以使系统保持最佳的工作状态，从而能够最大限度地减少系统可能的故障。平板探测器长期使用过程中往往存在残存伪影，应定期按照机器提供的程序进行平板校准，消除伪影，一般情况下每周校准一次。后处理显示器应经常调试，方法是采用SMPTE图形调整显示器，使状态达到最佳状态。对于DR系统，实现无胶片资料储存是其优势之一，一般均配置图像存储系统，因而数据库的安全性至关重要。为了确保在意外情况下，不会造成大量的数据丢失，应该定期做好数据库的备份，保证数据库的完整性、正确性。由于环境的污染，灰尘会随设备散热系统中的空气流通装置进入设备内部，这样会导致系统内部灰尘附着、温度升高并影响系统的稳定性。为避免出现此类情况，应保持工作环境的清洁，特别是系统和显示器外部的清洁。探测器内装有散热装置，要打开外盖，用高压吹气机将机器内的灰尘按照空气流通的方向吹走，确保平板探测器在一定温度范围内正常使用。对于CCD摄像机型DR，如果需要液氮冷却CCD探测器降低噪声，应注意检查压力表指示值，定期更换液氮。

## 第三节　CR与DR的比较

### (一)成像原理

DR与CR均是将模拟量X线信息转换成数字信息，两者的区别主要在于X线采集和影像转换方式的不同。

1. CR是一种X线间接转换技术，它利用IP作为X线介质。IP受到X线照射后以潜影的形式记录X线的强度变化。潜影信号强度随着时间递减。激光扫描仪产生红色激光或近红外激光，当激光束逐步扫描IP的表面时，潜影信号经激光转化为可见光(光致荧光效应)，从IP上每个点发出的荧光，通过专用光学系统耦合到光电倍增管，光电倍增管把各点不同强度的光信号转换成电信号，该信号经放大和采样，送往模-数转换器量化，然后送到计算机成像。

2. DR利用平板探测器或荧光板CCD摄像机直接把X线光子转换成数字信号，转换环节少，减少了噪声的产生；使X线光子信号的损失降到了最低限度，图像质量提高。DR没有搬运IP的环节，减少了机械故障，提高了效率，降低了劳动强度。

### (二)图像质量

1. *分辨率*

(1)CR系统由于自身的结构，在受到X线照射时，IP中的F中心存在散射，引起模糊，而在读取潜影过程中，激光扫描仪的激发光束光点的直径与激光光线在IP荧光体内的散布，均使图像的锐度下降，降低了分辨率，目前CR的像素可达140μm，密度分辨率达10～12位。

(2)DR系统在X线光子转换为电信号的过程中，没有附加设备的影响，其空间分辨率直接由探测器像素的大小决定。目前DR探测器像素大小可达127μm，密度分辨率可达12～16位。

2. *动态范围*　动态范围是探测器能线性地将输入X线剂量转换为电信号，其剂量最高与最低值之比。DR的动态范围可达$1:10^4$。相对于传统的屏-胶系统，CR和DR由于均采用数字技术，都有很大的曝光宽容度。

3. *噪声*

(1)在CR系统中存在许多噪声源，包括IP的结构噪声，X线光量子噪声，激光功率的漂

移，激光束位置的漂移，激光束激发 IP 发出光的概率的波动以及电子链中的噪声等。

(2)DR 系统中的噪声源，存在于摄像系统中的荧光增益等过程，平板 DR 系统中，噪声源主要是平板结构噪声，DR 系统直接获得数字图像，相比之下 DR 的信噪比比 CR 高得多。

**(三)曝光剂量**

CR 系统和常规屏-胶系统相比，在获得同样质量图像的情况下与 400 速增感屏感绿片组合剂量相当或稍高。DR 由于曝光宽容度大，曝光参数选择余地大，DR 直接获得数字图像数据，其 X 线量子检测效率(DQE)高，曝光剂量约为 CR 的 2/3 左右。

**(四)工作效率**

CR 系统产生一幅图像需要先把 IP 曝光，然后拿到阅读器读取，整个过程由于有多个步骤，时间较长，单幅图像从 CR 系统输出的时间需几分钟，和传统摄影相比在工作效率上没有明显改善。而 DR 系统在曝光完毕后，经过数秒钟就能看到图像，从而判断位置、条件是否合适，减少病人的等待。DR 探测器固定在设备上，不需更换成像介质，这就提高了工作效率，减轻了技术人员的劳动强度。但专用型 CR 系统的工作流程与 DR 一样，工作效率和劳动强度也一样。

**(五)系统兼容性**

CR 比较好地解决了与原有 X 线机的系统兼容问题。IP 暗盒的规格与传统屏一胶系统的暗盒相同，在临床应用比较灵活。可以用于屏一胶暗盒使用的所有场合，尤其在床旁摄影及患者被动体位时比较方便，这无疑是 CR 的优势。DR 是一种优良的成像方法，但由于 DR 系统价格昂贵，且与传统的 X 线装置不能兼容，而限制了它的普及和推广使用。专用及通用 DR 可用于平床、立式胸片摄影，也有专用平板探测器乳腺摄影机及床边摄影机。

**(六)动态图像**

目前平板探测器已能够输出动态图像，用于透视采集，使其应用范围扩大。现在已使用到心血管造影、数字胃肠机等设备。透视和曝光采集使用同一块平板探测器，代替了体积庞大的增强电视系统，使设备结构得到简化，活动范围加大，病人面前宽阔，增加了设备的适用性。

(山东省医学影像学研究所　昝志生)

# 第15章　数字减影血管造影

数字减影血管造影(digital subtraction angiography,DSA)1980年问世,是继CT之后的又一项数字医学影像学新技术。

X线的发现使人们可以观察人体内部结构,但尚不能分辨软组织间的密度对比。人工对比是观察软组织的重要手段。20世纪20年代人们开始进行人体血管造影。由于血管的影像不但能显示其本身的结构,也能显示器官的形状及与周围器官的关系,所以该技术很快受到重视。随着介入放射学的发展,DSA技术成为血管造影和血管内介入治疗不可缺少的工具。

DSA是在传统血管造影的基础上发展起来,是其成像和记录方式的一个重大发展。目前DSA已完全代替了AOT,Puck及电影等机械换片记录手段,广泛地应用于介入放射工作,成为主要的血管性疾病的诊疗设备。随着技术的进步,影像增强器正被平板探测器所替代,精尖复杂的X射线系统得到简化。

## 第一节　对X线机的要求

心血管造影是将导管经穿刺针或皮肤切开处插入到检查部位血管内血流方向源端,快速注入对比剂并进行快速摄影,摄取心腔或血管的对比剂充盈像,由此诊断疾病的检查方法。对比剂注入血管后随血液流动很快被冲淡稀释,所以造影剂必须在短时间内集中注入,并在稀释之前迅速多次采集取像。每幅图像的采集时间很短,为使图像达到足够的质量,X线发生系统必须在有限时间内输出足够剂量。X线发生系统应满足下列要求:

1. **主机大功率**　X线机在心血管造影时,采集频率高,则分给每幅图像时间均很短;为了减少活动脏器在曝光期间的活动,多采用脉冲曝光,曝光时间多在数毫秒。这就要求所用的X线机能在如此短时间内输出足够大的功率,从而获得满意的X线影像。一般要求X线机的功率在80kW或以上。

2. **千伏波形平稳**　高压发生器输出的高压要平稳。为保证每幅图像感光量均匀一致,除各照射参数一致外,还要求kV值输出稳定。现在大多采用逆变高频高压发生器,容易获得波纹较平稳高压。

3. **脉冲控制**　采用脉冲控制曝光,对快速活动的脏器如心脏等,可减少其活动带来的图像模糊,获得较高的图像锐利度。脉冲控制有栅控X线管方式和高压初级控制方式。栅控管方式高压波形陡峭,从而消除软射线,但设备较复杂,增加了成本和故障率。低压控制方式对于软射线的抑制不如栅控管方式,但电路简单,工作稳定,特别使用了逆变技术,控制比较容易,仍是大多用户的选择。

4. **多X线管的要求**　要求X线管一要大容量,二要阳极热容量高。DSA连续透视和曝光采集,既要求X线管能有较大的输出功率,又要求其阳极热容量要大。对于中、大型DSA设备,一般X线管热容量应在1～2MHU间。多采用金属陶瓷管壳、液态金属轴承高速旋转阳极X线管,转速可达9 000r/min。

5. *X 线管的散热*　金属陶瓷管壳 X 线管可以提高散热率，还可以吸收由于靶面气化成的粒子，提高影像质量和 X 线管的寿命。X 线管组件内的绝缘油采用外部循环散热方式或冷水进入组件内循环散热，保证 X 线管的连续使用。

6. *三焦点*　采用三焦点，以适应不同的照射方式和照射部位。

# 第二节　专 用 支 架

## 一、支架结构

现在 DSA 系统的支架大都采用 C 形臂。其安装方式主要有落地式和悬吊式两种，各有利弊，可根据工作特点和机房情况选择。其中落地式又分立柱式、L 支架式和双轴支架型。

现以落地式 C 形臂说明其结构。C 形臂由其托架支持，并设有驱动电机，使 C 形臂能在托架上绕虚拟轴心转动。托架安装在立柱（固定或活动）或 L 支架上，通过安装轴，托架可带动 C 形臂一起转动。这两个转动使 X 线管形成球面活动范围。L 臂能绕活动球心垂直轴转动，则活动范围更大。

该支架称为三轴支架。C 形臂围绕病人（水平轴）的转动，托架带动 C 形臂绕另一水平轴（与病人长轴垂直）的转动，L 形臂带动 C 形臂整体绕垂直轴的转动。三轴可以单独转动，也可联动，实现球面范围内对人体任意部位、角度进行透视。C 形臂旋转速度一般达 15°～25°/s，最快可达 40°～60°/s，一次最大旋转角度可达 305°，以满足三维成像的需要。

三轴系统是旋转采集成像、计算机辅助血管最佳角度定位等功能的基础。判断机架的性能主要看 L 形臂的旋转活动范围，C 形臂的转动角度范围和托架的转动角度范围；运动的速度和稳定性；影像增强器的上下运动等。设备应能自动显示 C 形臂的位置、角度等数据。

为了扩大活动范围，天吊式和部分落地立柱具有活动轨道，救护病人时可以使 C 形臂完全离开导管床。还有一种四轴结构，其落地支架具有双轴，可以形成横向直线运动，在救护病人时也可以使 C 形臂完全离开导管床。

## 二、支架功能

1. *角度支持*　藉 C 形臂可方便地进行各种角度的透视和摄影。

2. *角度记忆*　当 C 形臂转到需要的角度进行透视观察时，系统能自动搜索并重放该角度已有的造影像，供医师诊断或介入治疗时参考；也可根据影像自动将 C 形臂转到采集该图像时的位置重新进行透视、造影。这种技术特别有利于心、脑血管的造影，尤其是冠状动脉介入治疗手术。

3. *体位记忆技术*　专为手术医师设计了体位记忆装置，能存储多达 100 个体位，各种体位可事先预设，也可在造影中随时存储、调用，使造影程序化，加快了造影速度。

4. *快速旋转*　C 形臂能在托架中快速旋转动，达到 45°～60°/s。要求 C 形臂具有精确的角度重现性，与影像处理软件配合完成。

5. *岁差运动*　是相对于 C 形臂旋转的另一种运动形式。它利用 C 形臂支架两个方向的旋转，精确控制其转动方向和速度，形成了 X 射线管焦点在同一平面内的圆周运动。增强器则在支架的另一端做相反方向的圆周运动，从而形成岁差运动。

6. *安全保护* C形臂支架还配有自动安全防撞装置。计算机能根据机架、床的位置自动预警和控制C形臂的运动速度，利用传感器感受周围物体的距离，自动实现减速或停止（例如离物体10cm时减速，离物体1cm时停止）。

## 第三节 导 管 床

导管床具有浮动床面和升降功能，适应手术和透视两种需要。早期的专用导管床，床内设X线管，与悬吊增强器配合使用。现在导管床基本上都配合C形臂使用，床内无需设X线管，如图15-1所示。

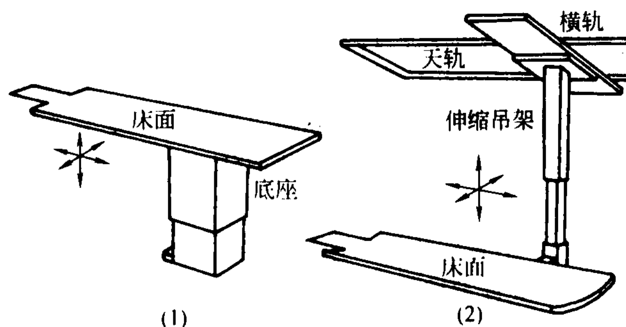



图15-1 导管床示意图

1. *高度* 高度需适应不同手术者的要求。借导管床的高度调整，与C形臂相配合，在有微焦点X线管的情况下可以完成不同放大倍数的放大摄影和放大血管造影。

2. *浮动床面* 为了迅速改变透视部位，床面设计为在水平面内可做二维移动。特别是沿床长轴方向有较大的活动范围。配合C形臂使用时，床面能把病人送入X线照射野，且床座不会影响C形臂在反汤氏位方向倾斜时的活动。床面在两个方向都由电磁固定。

为了适应下肢血管造影跟踪采集的需要，有些导管床附加有床面驱动装置。装置在接到驱动信号后迅速将床面移动一定距离，或受人工控制。随着血液的流动，造影剂充盈远端血管，借床面移动可以进行跟踪采集，注入一次造影剂完成腹部血管摄影后，继续采集下肢的全部血管像。

3. *床面材料* 采用高强、低衰减系数的碳纤增强塑料，不但有较低的X线吸收系数，并且有较高的机械强度。

4. *吊床* 吊床由纵横天轨和可移动的升降吊架支持，除具有落地式导管床的全部功能外，活动范围更大，地面更整洁。

5. *防护帘* DSA导管床旁边设有防护帘等屏蔽装置，对球管在床上的屏蔽效果达60%～90%。

## 第四节 高压注射器

DSA系统在血管造影时要求在短时间内将对比剂集中注入血管内。对比剂的注射总量、

流速控制及与曝光时间同步，是关系到检查成败及受检者安全的大问题。高压注射器能够确保在确定时间按要求将对比剂注入血管，形成高对比度影像。

## 一、工作原理

1. 系统方框图　整个系统由键盘控制台、主处理器、模拟接口、伺服控制、注射头、通用接口和电源组成，如图 15-2 所示。有的注射器有两个速度控制环路：设定速度环和校准环。

(1)速度设定环：设定速度由微处理器处理后送出 8 位数字信号，经 D/A 转换器变成模拟信号供给伺服控制中的差分放大器，再经 PWM 等控制电路控制注射电机速度。设定速度与电机速度反馈信号(即实际速度)相比较，当两速度不等时，电机就转动。

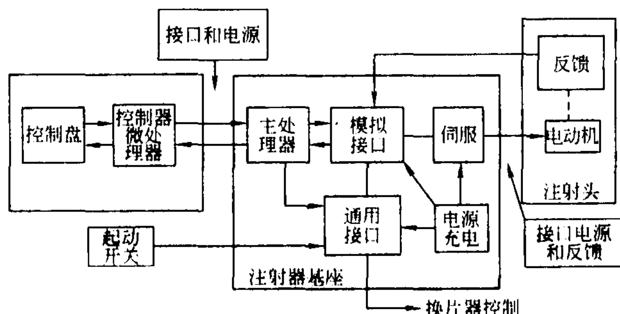



图 15-2　高压注射器系统框图

(2)速度校准环：从处理器来的(给定速度)与实际检测的脉冲(实际速度)相比较，将两者脉冲率的差进行积分，产生一个速度校准因数，这个校准因数送入伺服控制电路中的差分放大器，当实际与设定速度相等时，速度校准因数为零。

(3)造影剂注射量控制：造影剂注射量由一个电路控制，注射筒活塞(等于注射量)由另一个电路监测。为了使注射量精确，微处理器计算从增量编码器送来的脉冲并与设定注射量比较，如果实际注射量达到设置注射量，注射就会停止(这部分由注射筒活塞位置监测控制)。

(4)压力控制：压力由两个电路(监测与限制主电路)对电机电流进行采样并精确测量实际压力，如果实际压力试图超过预置压力，则注射速度就会被限制。如果主电路发生故障，则另一个 backup 压力电路允许注射器继续进行注射，并显示 backup 压力电路信息。

(5)键盘控制：键盘控制由控制面板、系统显示组成。它允许进行注射编程，观察每次注射后的结果，从处理器中读出信息等。处理器含有微处理器、存储芯片及其电路。微处理器直接控制键盘板上所有控制功能。

2. 主处理器　主处理器在整个系统中起着主控作用，通过它的总线、状态和控制线与系统中所有相应的电路进行通信，它提供以下功能：与键盘控制板接口通信(RS-422 接口)；读控制板上的注射程序；把从预编程存储器(PPI)中来的程序送到控制板，将信息送至系统进行显示。

3. 伺服控制　伺服系统的主要功能：①为注射头电机产生电能；②控制造影剂的速度、注射量及压力；③检测实际注射速度和压力信号；当有错误时使电机停止运转。

## 二、结　　构

高压注射器一般为两种类型：一种为压力型，一种为流率型。压力型的注速不能精确控制，现已少用；流率型其注射速度可任意选择，使用较普及。电脑控制的电动高压注射器其结构部件有注射头、控制台、多向移动臂及机架。

（1）注射头：由注射电机、针筒及控制针筒活塞，显示容量刻度装置、指示灯及加热器等组成。①注射电机：是注射器的主要部件，为对比剂的注入提供动力；②针筒：一般规格有150ml，200ml 等；③注射筒：活塞控制；④指示灯：主要显示注射筒的工作状态，指示灯亮为工作状态。⑤加热器：保持针筒内已预热对比剂的温度。

新型注射器有两个针筒。一个针筒时，注射完毕时较长的导管内对比剂没有发挥作用，造影完毕还是要推入人体。双筒结构一个盛对比剂，一个盛生理盐水，精确计算对比剂用量，注射到适当剂量时换成盐水，将导管内对比剂顶入血管，全部注入后对比剂用量适当，导管内没有对比剂残留。对于节省对比剂有利。

（2）控制台：由信息显示部分、技术参数选择、注射控制等组成。①信息显示：主要显示注射器的工作状态及操作提示，如对比剂每次实际注射量、注射速率、对比剂累积总量、剩余量及操作运行中故障提示等；②参数选择：按照检查要求，可分别选择对比剂总量、流速（ml/s）、选择单次或多次重复注射、注射延迟或曝光延迟选择。

（3）多向移动臂及机架：高压注射器具有两节移动臂，安置在落地机架上。也有安置在固定在天花板上的支架上，支架有两节横向曲臂，移动方便。工作时移近病人、接入导管进行注射。

# 第五节　数 字 系 统

数字影像的形成是用高性能 X 线影像增强电视系统将穿过人体的信息 X 线接收，形成为电视信号，经视频信号采集由模/数（A/D）转换器转换成数字图像。

DSA 图像的获得分三步：①对比剂注入前采集摄蒙片像（mask）；②对比剂注入后采集系列造影像；③蒙片像与系列造影像进行减影处理，得到单纯血管像。数字减影血管造影是消除了造影血管以外的结构，突出了充盈对比剂的血管影像的方法。

DSA 系统由 X 线成像链、图像采集和处理计算机组成。下面对其各部分别介绍。

## 一、X 线成像链

由 X 线管、影像增强器、摄像机系统和光学系统三部分组成。

1. **影像增强器**　影像增强器采用碘化铯作为输入屏，具有 X 线吸收率高、转换效率高、杂色斑点少、光子噪声低、影像分辨率高等优点。输入视野，根据临床不同需要，具有多种尺寸选择，并且视野大小可变。输出屏分辨率高，图像锐利度和对比度优良，无影像畸变。

2. **摄像机系统**　摄像器件有真空摄像管和 CCD 摄像器件两种，它们的成像性能各有特色。高分辨率的真空摄像管有较高的垂直分辨率，信噪比高，影像细腻。随着电子技术的不断发展，高分辨率的电荷耦合器件（CCD）摄像系统不断发展，并得到了广泛的应用。目前普遍采用的 CCD 至少有 100 万像素，采集矩阵 1024×1024，具有 12 位的灰阶分辨率。比起真空管，

CCD 具有下列优势：光电灵敏度高、动态范围大、空间分辨率高、几何失真小、均匀性好、体积小、重量轻、寿命长、价格低、抗振动性好、不受磁场影响等。所以，高品质的 CCD 摄像器件替代传统的真空摄像管是发展的必然趋势。

近几年来，以平板探测器（FPD）取代 X 线影像增强器和电视系统的直接数字化 DSA 系统已在临床成功应用。其优势是：图像的空间分辨率高、成像的动态范围大、余辉小、可作快速采集、需要的射线剂量低等。FPD 有直接转换（非晶硒）型和间接转换（碘化铯＋非晶硅）型两种，都有用于 DSA 系统。另外，平板探测器代替体积庞大的增强电视系统，使 C 形臂结构紧凑、控制灵活，病人面前开阔、无压抑感，深受病人、医师欢迎。目前该系统的价格还比较高，FPD 的尺寸和自身的性能还需进一步完善。随着技术的发展，性价比的提高，相信 FPD 将会得到广泛的应用。

3. 光学系统　DSA 系统图像采集分为透视采集和摄影采集。两者 X 线剂量差别大（信噪比差别大），要求镜头光圈能随时调节，保证摄像器件在适宜照度下工作。两种情况频繁交换使用，所以摄像机的光学系统采用大孔径、可自动调节的电动光圈镜头。

## 二、图像采集

图像采集主要是将视频信号转换成数字信号，然后经过降噪等处理进行输出的过程。如今，以平板探测器（FPD）为主体的直接数字化 DSA 系统的采集系统输入的不再是视频信号，而是数字信号。采集板主要包括采集帧缓存、积分电路、积分帧缓存和 PCI 接口四部分，如图 15-3 所示。

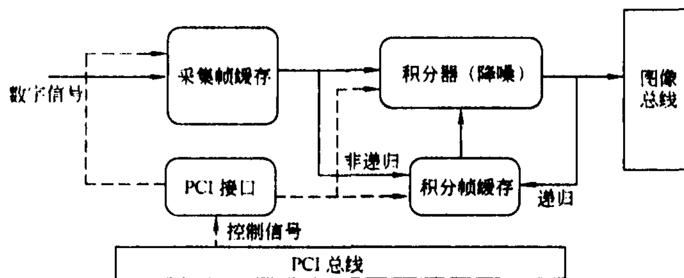



图 15-3　采集板结构示意图

1. 采集帧缓存　主要是接受来自 A/D 转换后的数字信号，将图像进行反转后输出至积分电路和积分帧缓存。采集帧缓存内包括几个小的帧缓存，这样可方便数据的进出。

2. 积分帧缓存　主要实现图像的降噪和图像的保存。实时透视和电影的图像噪声可在这通过递归和非递归的算法进行降噪，另外还有一种特殊的运动校正噪声抑制，其主要目的是降低运动物体产生的运动伪影，例如心脏。

3. 积分电路　通过对输入透视和电影图像数据进行实时积分而完成数据的平均，实现降噪。

4. PCI 接口　将从 PCI 总线传来的控制信号传递给其他部分。

## 三、计算机系统

在 DSA 系统中，计算机系统主要有完成控制和图像处理功能。

1. 系统控制　以计算机为主体控制整个设备，如图 15-4 所示。

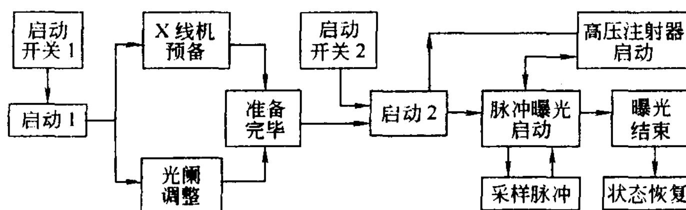



图 15-4　DSA 系统计算机系统控制框图

(1)启动开关信号：启动开关 1 闭合使 X 线机接受计算机控制，由计算机对 X 线机发出曝光准备信号；同时，计算机发出光阑控制信号，使光圈孔径缩小。启动开关 2 闭合使造影过程开始，计算机启动高压注射器，并对 X 线机发出脉冲曝光启动信号。

(2)联络信号：X 线机准备完毕后，向计算机发出准备就绪信号，表示可以进行脉冲曝光。曝光开始后，向 A/D 转换电路发出采样开始信号；转换结束后，通知计算机读取数字信号，再次进行脉冲曝光，采集下一帧图像。

2. 数字图像的输出　主机配有标准的 DICOM 3.0 图像接口，通过接口可以并入医院的 PACS，融入到医院的 RIS 或 HIS 之中。采用数字介质(如光盘、磁盘)保存影像资料。CD-R 光盘刻录，操作简便，无图像信息损失，存取方便。光盘存储容量大，可以刻录多个病人档案，节约了空间，减少了费用，并可长期保存。图像以国际标准 DICOM 3.0 格式刻录，所以可与多种媒体兼容，包括个人电脑。软阅读监视器要求配备医学图像专用的高清晰度、黑白、高分辨率监视器。现在检查室内的监视器常采用多屏、分屏显示的形式，便于随时对照。

3. 图像处理功能　设有普通图像处理功能，并备有心血管分析软件包等各种血管造影检查特殊功能，可做心血管、脑血管、外周血管及腹部血管等检查。

(1)数字减影：是指在视野内发生某些特定改变的前后分别获得影像，通过数字化影像处理，实施减影来突出特定结构。主要包括时间减影、能量减影和混合减影三种方式。目前主要使用方式是时间减影，即对同一部位对比剂注射前后分别采集并作减影处理。

(2)数字电影减影：以快速短脉冲曝光进行数字图像采集。实时成像，每秒 25～50 帧，一般单向可达 50 帧/s、双向 25 帧/s。这种采集方式用于心脏、冠状动脉等运动部位。

(3)路径图技术：它是为复杂部位插管的方便及介入治疗的需求而设计。具体方法是，注入少许造影剂后采集("冒烟")，使用峰值保持技术，将对比剂流经部位的最大密度形成影像，将此影像与以后透视的影像进行叠加显示。影像上即有前方血管的固定影像，也有导管的走向和前端位置的动态影像，利于指导导管及导丝更容易地送入病变部位的血管内。也有利用同一部位刚做过的 DSA 影像，叠加在透视影像上，作为"地图"指导导管插入。

(4)自动分析功能：在心室和血管造影后，计算机利用分析软件实时提取与定量诊断有关的功能性信息，添加在形态影像上。其功能主要包括：①左心室体积计算和分析功能：是利用

从 DSA 影像得到的左心室扩张末期像和收缩末期像，计算左心室的体积；根据这个结果再算出射血分数、室壁运动、心排血量、心脏重量及心肌血流储备等功能参数。②冠状动脉或血管分析软件：是计算机运用几何、密度法等处理方式，测量血管直径、最大狭窄系数、狭窄或斑块面积、病变范围及血流状况等。③功能性影像：是利用视频密度计对摄取的系列影像绘出时间视频密度曲线，再根据从曲线获得的参数形成的一种影像。这种影像反映功能性信息，与传统的反映形态学范畴信息的影像不同。从曲线可以提取造影剂在血管内流动的时间依赖性参数，局部血管的容量或深(厚)度参数，以及局部器官实质血流灌注参数，这些参数对心血管疾病的确诊和治疗不可缺少，可在早期发现病灶。

(5)虚拟支架置入术：置入支架对很多疾病是很好解决方案，但要取得手术成功的关键是正确选择合适的置入支架。虚拟支架置入系统可在有待进行支架置入的病变血管部位形象地展示支架置入的效果，可清晰地模拟显示内支架置入后的情况，包括支架置入的位置、大小是否合适、支架贴壁情况、封闭部位是否合适，如不合适可再次更换支架，直至欲置入支架十分适合时，再选择同样支架置入体内，就会取得一个良好的治疗效果。

## 第六节　DSA 系统的特殊功能

这些特殊功能是机械部分和数字部分结合实现的。

### 一、旋转 DSA

旋转 DSA 是在 C 形臂旋转过程中注射对比剂、进行曝光采集，达到动态观察的检查方法。它利用 C 形臂的两次旋转动作，第一次旋转采集一系列蒙片像，第二次旋转时注射对比剂、曝光采集充盈像，在相同角度采集的两幅图像进行减影，以获取序列减影图像。旋转 DSA 的优点是可获得不同角度的血管造影图像，增加了影像的观察角度，能从最佳的位置观察血管的分布，有利于提高病变血管的显示率。

### 二、岁差运动 DSA

岁差运动 DSA 是类似于旋转 DSA 的另一种运动形式。它利用 C 形臂和托架两个方向的旋转，精确控制其转动方向和速度，形成了 X 射线管焦点在同一平面内的圆周运动，增强器(检测器)则在 C 形臂的另一端做相反方向圆周运动，从而形成岁差运动。在运动中注射对比剂、曝光采集，形成系列减影像。它对于观察血管结构的立体关系十分有利。在临床应用中，岁差运动主要用于腹部、盆腔血管重叠的器官，以观察血管立体解剖关系。

### 三、3D-DSA

3D-DSA 是近几年在旋转 DSA 技术上发展起来的新技术，是旋转血管造影技术、DSA 技术及计算机三维图像处理技术相结合的产物。其作用原理为通过旋转 DSA 采集图像，在工作站进行容积重建(VR)、表面影像显示(SSD)等后处理，显示血管的三维立体影像，可以从任意角度观察血管及病变的三维关系，在一定程度上克服了血管结构重叠的问题，比常规 DSA 能提供更丰富有益的影像学信息，在临床应用中发挥了重要作用。

## 四、RSM-DSA

实时模糊蒙片(real-time smoothed mask，RSM)DSA是DSA的另一种减影方式。它是利用间隔很短的两次曝光，第一次曝光时增强器适当散焦，获得一幅适当模糊的图像，间隔33ms再采集一幅清晰的造影图像，两者进行减影可以获得具有适当骨骼背景的血管图像。在对比剂注射后，可在一次运动中获得减影图像，避免了普通DSA需要两次运动采集的麻烦和两次采集间病人移动造成减影失败的可能。由于蒙片像随时更新，且相间隔仅为33ms，因此，不会产生运动伪影。

## 五、步进DSA

步进DSA即下肢血管造影的跟踪采集。其主要技术环节是：控制床面移动速度分段采蒙片像，以同样程序分段采集血管造影图像，计算机减影后拼接连成长腿，并实时显示DSA图像。该项功能用于双下肢血管病变的诊疗，特点是对比剂用量少，追踪显影，显示双下肢血管并可行双侧对比，利于病变血管的显示及正常变异的识别，尤其适用于不宜多用对比剂的患者。目前应用于临床的步进DSA有单向的，即从头侧向足侧者；亦有双向的，即既能从头侧向足侧跟踪动脉血流，也可以从足侧向头侧跟踪静脉血流。

## 六、自动最佳角度定位系统

从两个投影角度大于45°的血管图像，计算出两条平行走向的血管在360°球体范围内的最佳展示投射角度。在临床应用中可利用正侧位DSA图像，测算指出某一段纡曲走行血管的最佳显示投照角度，可控制C形臂一次调整到最佳角度来显示此段血管。

## 七、C形臂CT成像

C形臂CT成像是平板探测器DSA与CT技术结合的产物，不同的厂家名称各不一样。是利用C形臂快速旋转采集数据重建出该处的CT影像。一次旋转可获得区域信息，重建出多个层面的图像。由于平板探测器每个像素的面积很小，采集数据的信噪比差。目前的水平是空间分辨率优于CT，而对比度分辨率不及CT。图像可与3D血管图像相重叠，更直观。这一技术解决了介入治疗过程中需进行CT检查的需求。

## 八、3D路径图

三维路径图技术是对某部位行血管重建，形成三维血管图像后，随着对三维图像的旋转，C形臂支架自动地跟踪，自动调整为该投射方向的角度，这样使透视图像与三维图像重合，可以最大程度显示血管的立体分布，以利于指导导管或导丝顺利地进入到欲进入的血管内。另外，由于三维血管成像，则更容易选择性进入病变区的C形臂工作位，且易显示病变形态，如颅内动脉瘤，可清晰显示瘤颈，易于确定微导管进入瘤腔内的角度和动脉瘤颈与载瘤动脉的关系；可以指导体外对微导管前端进行弯曲塑形，使之更容易进入动脉瘤内，并可在载瘤动脉内有最大的支撑力，这样在送入微弹簧圈时才不易弹出，更能较容易地完全致密填塞动脉瘤。

# 第七节　安装验收

## 一、设备对机房的要求

1. *机房通风*　DSA 机房既是设备机房，又是手术室。要保持室内空气清洁。每天用含氯消毒液擦拭物体表面，保待室内清洁干燥。每次手术操作后做好终末消毒处理。每天常规空气消毒 1 次，必要时随时消毒，并记录在册。每月空气培养 1 次，如发现不合格时，应立即查明原因并进行消毒处理。

2. *机房面积*　由于要安置麻醉、急救、生理监护仪等设备，DSA 机房要求房间比较大，应在 40～60m²。室内布局要合理，考虑病人担架车的出入，急救时 C 形臂的退避和人员、设备如何靠近病人。不得堆放与诊疗无关的杂物，减小散射线的影响。

3. *附属房间*　包括设备间、控制室、消毒洗手间、观察室等。

4. *其他*　机房高度、防护、观察窗、通话、周围环境等要求同普通 X 线设备机房要求。

## 二、安装调试

1. *对电源、地线的要求*　部件安置，调试程序等同普通 X 线设备。

2. *C 形臂准直的调整*　在管球窗口和影像增强器输入屏上分别用铅丝各做一个过中心的十字线。透视观察两个十字线中心是否重叠在一起。如果出现纵向误差，应在球管底座加垫片取正。如果出现横向误差，则应转动球管取正。调正后，将球管紧固。

3. *改变影像增强器尺寸*　观察遮线器开口大小是否合适。在各种尺寸视野、距离时，遮线器开口应与视野边缘相切。

4. *遮线器叶片的调整*　透视观察遮线器叶片是否与图像监视器垂直，如有偏差，可松开其紧固螺丝，水平转动束光器使之符合标准。

## 三、检测验收

机械运动：各部件活动平稳、顺滑，活动范围达到指标规定。在 C 形臂虚拟球心处放置一钢珠，无论 C 形臂如何转动，钢珠影像应始终位于显示器视野中心。说明 C 形臂结构严谨、稳定。

电器参数：X 线系统电参数的检测在安装 X 线机部分验收。

软件功能：根据合同规定，对订购的各项软件功能进行测试，应功能正常、效果良好。

## 四、图像质量检测

1. *监视器的检测*　检测器材包括 SMPTE 测试卡或 AAPM TG-18 测试卡、光度计、色度计等。检测内容主要有：对比度、分辨率、几何失真程度、亮度响应、灰度、亮度和亮度均匀性、色度和色度一致性、伪影等。

检测标准：①显示矩阵不小于 2M（使用图像放大后处理阅片可以不小于 1M）；②灰度分辨率不小于1 024级；③最大亮度应不小于 300cd/m²；④图像刷新率不小于 70Hz。

2. *验收检测*　DSA 的验收检测主要包括空间分辨率、低对比度分辨率、对比度和空间的

一致性以及对比度线性四部分。其检测体模包括:X线衰减体模,空白插件,血管模拟插件,低对比线对插件和对比度线性插件等。

(1)空间分辨率:是指DSA系统对相邻高对比度物体或血管的分辨能力。空间分辨率可用调制传递函数(MTF)来描述。影响系统空间分辨率的因素很多,主要有影像增强器分辨率、系统几何放大倍数、X线管焦点尺寸和电视系统分辨率等。

检测标准:在经减影和未经减影情况下,系统在垂直、水平和45°三个方向上的分辨率都应不低于设备说明书的要求。

(2)低对比度分辨率:相对于常规X线透视、摄影设备来说,DSA系统的低对比度分辨能力有很大提高。系统的低对比度分辨能力主要受几何放大倍数、像素大小、X线线质和X线辐射量等因素的影响。

检测标准:记录在减影影像中可分辨的最小模拟血管直径或最大线对数,检测结果应不低于设备说明书的要求。

(3)对比度和空间的一致性:①对于常规透视、摄影设备,在不同厚度或密度的组织覆盖下的血管虽充有密度相同的造影剂,而它们的影像对比度是不同的;对于DSA系统,即使覆盖血管的组织的密度和厚度变化很大,也能使这些血管影像的对比度相同。此特性称为对比度一致性。②空间一致性:是指在增强器视野内系统的放大倍数是一致的。由于增强器的入射面不是理想平面,以及电视系统和增强系统的非线性的影响,要得到较好的空间一致性是困难的。如果系统空间一致性得不到满足,影像就会产生严重畸变。

检测标准:模拟血管和减影影像的对比度和直径应保持不变。在显示器上测量影像中心和边缘的血管尺寸,或将影像进行硬拷贝后用直尺测量。它们的尺寸不应有明显差异。

(4)对比度线性:是指DSA系统能使影像的对比度与碘造影剂的厚度成正比,而不受X线剂量的影响。系统的对比度线性不仅与对数处理电路有关,还受影像增强器、电视系统和模数转换电路线性的影响。因此,这个参数是对系统整体线性性能的综合反映。

检测标准:以碘的质量厚度(mg/cm$^2$)为横坐标,以平均像素值为纵坐标作图。若DSA对比度线性良好,此图应是一条直线。

## 五、维护保养

1. *表面清洁* 对DSA的控制台、C形臂、导管床的表面,每天早上开机前或下班后要用柔软的纱布轻擦浮尘,以防止开机扫描时灰尘吸附到电路板等电元器件上。每天应用半干的湿拖把清扫DSA机房地面,最好用吸尘器先吸尘,再用拖把清扫。不能用湿拖把清扫DSA机房,以防止潮气吸入机器内部,造成机器生锈和电器短路

2. *运动部件滑润、安全* 定期对DSA的控制台、C形臂、导管床、高压发生器和计算机柜等进行检查。控制台表面各按键是否灵活;导管床的浮动和升降是否灵活自如,有无运行障碍情况;C形臂各连接导线有无松脱、断路,各螺丝、销钉有无松动等;高压发生器上的高压电缆有无松动,高压电缆的绝缘橡胶有无破损,冷却系统如何等;电器柜内有无异常的烧焦味、各电路板是否松动、连接导线是否松脱和断开等。一旦发现异常,应及时修复或更换。

(山东省医学影像学研究所　秦维昌)

# 第 16 章　磁共振成像设备

磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)设备(简称为"MRI 设备")属于大型医学影像设备,医院需要特别申请配置许可证。MRI 设备在临床上的应用日益广泛,在各系统疾病的诊断中扮演着越来越重要的角色,对于疾病的诊断有不可替代的作用。该设备的配置集中体现着医院临床诊疗及科研工作的水平。

## 第一节　概　　述

### 一、磁共振技术的物理基础

磁共振成像的物理基础是一种已经应用超过 50 年的化学分析技术——核磁共振(nuclear magnetic resonance,NMR)技术,因此,早期的磁共振成像设备又称为核磁共振成像设备。

NMR 是指与物质磁物理特性和磁场相关的共振现象,即由 MRI 设备发出的有规律的低能量电磁波—射频波(或称为射频脉冲,是 MRI 序列的重要组成部分)与既有角动量又有磁矩的原子核系统在外加磁场中相互作用所表现出来的物理特性(例如:弛豫时间)的差异可以被 MRI 设备"捕获"测量,并运用复杂的数学方法计算出其具体数值,然后采用从黑到亮不同的灰度级以矩阵(martrix)结构表达、显示,从而获得磁共振影像。

磁共振从波谱学实验发展到成像技术是一大飞跃,而从成像技术发展到磁共振介入治疗及介入手术、再发展到磁共振引导下聚焦超声肿瘤治疗技术,说明了技术发展的螺旋轨迹:从治疗到诊断,再从诊断回归治疗。

### 二、磁共振成像的基本原理

**(一)电磁知识**

丹麦物理学家奥斯特在 1820 年 7 月 21 日发表了题为《关于磁针上的电流碰撞的实验》的论文,总结出:电流的作用仅存在于载流导线的周围;沿着螺纹方向垂直于导线;电流对磁针的作用可以穿过各种不同的介质;作用的强弱决定于介质,也决定于导线到磁针的距离和电流的强弱;铜和其他一些材料做的针不受电流作用;通电的环形导体相当于一个磁针,具有两个磁极等。

奥斯特发现的电流磁效应,是科学史上的重大发现,也是现代磁共振成像设备超导和常导磁体的物理学基础之一。奥斯特试验中描述的"载流导线"就是今天磁共振设备中产生恒定静磁场的超导和常导线圈。时空跨越了近 160 年后,物理学基本原理结出了现代医学影像设备的奇葩——世界首台医用超导人体磁共振成像设备在英国诞生。

迈克尔·法拉第指出:可以把感应电流的产生归因于导体"切割磁力线"。法拉第所描述的"变化着的磁场"以及"感应电流"就是今天磁共振设备中射频接收线圈谐振接收磁性原子核受激共振时产生的磁共振信号的物理学基础之一。

(二)自旋和核磁的概念

任何原子核都有一个特性,就是总以一定的频率绕着自己的轴进行高速旋转,我们把原子核的这一特性称为自旋。由于原子核带有正电荷,原子核的自旋就形成电流环路,从而产生具有一定大小和方向的磁化矢量。把这种由带有正电荷的原子核自旋产生的磁场称为核磁。

并非所有原子核的自旋运动均能产生核磁,根据原子核内中子和质子的数目不同,不同的原子核产生不同的核磁效应。如果原子核内的质子数和中子数均为偶数,则这种原子核的自旋并不产生核磁,称这种原子核为非磁性原子核。反之,把自旋运动能够产生核磁的原子核称为磁性原子核。磁性原子核需要符合以下条件:①中子和质子均为奇数;②中子为奇数,质子为偶数;③中子为偶数,质子为奇数。

(三)用于人体磁共振成像的原子

用于人体磁共振成像的原子核为质子($^1H$),选择$^1H$的理由是:①$^1H$是人体中最多的原子核,约占人体中总原子核数的2/3以上;②$^1H$的磁化率在人体磁性原子核中是最高的。氢原子核($^1H$)在人体中的摩尔浓度最高,达到99,而处于第二位的是$^{14}N$,摩尔浓度为1.6,约为$^1H$的1/62,且$^{14}N$的相对磁化率仅为0.083。$^1H$的磁化率是最高的,以$^1H$的相对磁化率为1,相对磁化率处于第二位的是$^{19}F$,为0.83,但$^{19}F$的摩尔浓度仅为0.0066,仅为$^1H$的1/15 000。

$^1H$是氢原子核,仅有一个质子而没有中子,由于人体MR图像一般采用$^1H$作为成像对象,因此,除非特殊说明,一般所指的MR图像即为$^1H$的共振图像。

(四)弛豫时间

含单数质子的原子核,例如人体内广泛存在的氢原子核,其质子有自旋运动,带正电,产生磁矩,犹如一个小磁体,如图16-1(1)所示,小磁体自旋轴的排列无一定规律,见图16-1(2)。但如在均匀的强磁场中,则小磁体的自旋轴将按磁场磁力线的方向重新排列,见图16-1(3)。

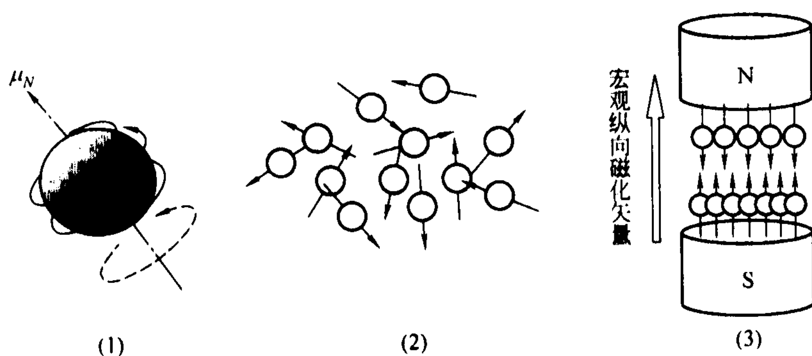



图16-1 进入强磁场前后人体内质子的核磁状态变化

图(1)表示质子有自旋运动,带正电,产生磁矩,犹如一个小磁体。图(2)为进入强磁场前,尽管每个质子自旋都产生一个小磁场,但排列杂乱无章,磁化矢量相互抵消,因此没有宏观磁化矢量产生。图(3)为小磁体进入强磁场后,质子自旋产生的小磁场与强磁场平行排列,平行同向者略多于平行反向者,最后产生一个与强磁场方向一致的宏观纵向磁化矢量。

在这种状态下,用特定频率的射频脉冲(radio frequency,RF)进行激发,作为小磁体的氢原子核吸收一定的能量而共振,即发生了磁共振现象。停止发射射频脉冲,则被激发的氢原子

核把所吸收的能量逐步释放出来，其相位和能级都恢复到激发前的状态。这一恢复过程称为弛豫过程（relaxation process），而恢复到原来平衡状态所需的时间则称之为弛豫时间（relaxation time）。

弛豫时间有两种，一种是自旋-晶格弛豫时间（spin-lattice relaxation time）又称纵向弛豫时间（longitudinal relaxation time）反映自旋核把吸收的能量传给周围晶格所需要的时间，也是 90°射频脉冲质子由纵向磁化转到横向磁化之后再恢复到纵向磁化激发前状态的 63%所需时间，称 $T_1$（见图 16-2）。组织甲和组织乙的纵向弛豫时间不同，因而它们在 $T_1$ 加权像中的磁共振信号强弱不同，它们之间的差异性在磁共振 $T_1$ 加权像上得以反映和区别出来。

另一种是自旋-自旋弛豫时间（spin-spin relaxation time），又称横向弛豫时间（transverse relaxation time），反映横向磁化衰减、丧失的过程，也是横向磁化维持到 37%所需要的时间，称 $T_2$（见图 16-3）。$T_2$ 衰减是由共振质子之间相互磁化作用所引起，与 $T_1$ 不同，它引起相位的变化。组织甲和组织乙的横向弛豫时间不同，因而它们在 $T_2$ 加权像中的磁共振信号强弱不同，它们之间的差异性在磁共振 $T_2$ 加权像上得以反映和区别出来。

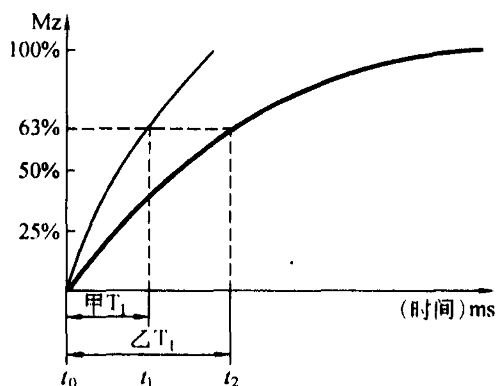



图 16-2 纵向弛豫时间 $T_1$

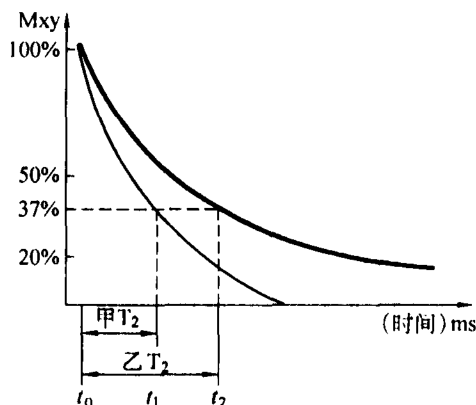



图 16-3 横向弛豫时间 $T_2$

人体不同器官的正常组织与病理组织的 $T_1$，$T_2$ 值是相对固定的，而且它们之间有一定的差别。这种组织间弛豫时间上的差别，是 MRI 的成像基础。犹如 CT 成像时，组织间 X 线吸收系数（CT 值）的差别是 CT 成像基础的道理一样。但 MRI 不像 CT 只有一个参数——吸收系数成像，而是多参数成像，每一个体素的亮度灰阶值与 $T_1$，$T_2$ 及质子密度及流动液体参数相关，其中 $T_1$ 与 $T_2$ 尤为重要。因此，获得选定层面中各种组织的 $T_1$（或 $T_2$）值，就可获得该层面中包含各种组织影像的断层图像。MRI 的成像方法也与 CT 相似，犹如把检查层面分成 Nx，Ny，Nz……一定数量的小体积，即体素，用接收器收集信息，数字化后输入计算机处理，获得每个体素的 $T_1$ 值（或 $T_2$ 值），进行空间编码。用转换器再将 $T_1$ 值（或 $T_2$ 值）转为模拟灰度，进行重建并显示图像。

## 三、磁共振成像的特点

### （一）磁共振成像的优点

磁共振成像是继超声和 X-CT 之后进入临床的又一高新成像技术。它的出现使传统放射

学及影像诊断学发生了革命性变化。MRI在脑和脊柱的显示方面好于CT;在前列腺、肝、肾等病变的显示上好于超声成像;在头、颈和外周血管疾病等成像方面也不比创伤性的传统X线血管造影差;MRI在其他各部位的检查也有独到之处。

综上所述,MRI设备的优点是:①多参数成像,可提供丰富的诊断信息,既可获得对比像、解剖像,又可取得功能活动像;②人体氢核含量高,可高对比成像;③任意方位体层、三维成像;④不用对比剂,就可进行磁共振血管造影(MRA);⑤无骨伪影干扰,后颅凹病变清晰可辨;⑥能提供组织特征和功能信息,使疾病诊断深入到分子生物学和组织学水平;⑦无电离辐射;⑧可使MRI设备用于介入治疗,建立智能手术室,进行手术导航。MRI与CT各有优点。

**(二)磁共振成像的缺点**

扫描速度较慢,主要从扫描序列的设计和机器硬件来改进;影像易出现伪影,主要来自设备、运动和金属异物三方面;定量诊断困难,主要是质子密度加权像、T1加权像、T2加权像的权重值难以精确测定;对钙化灶和骨皮质病灶不敏感;禁忌证多;检查费用高、设备庞大等。

## 四、磁共振成像的临床应用和局限性

**(一)临床应用**

磁共振成像在临床上的应用主要有:各种参数的解剖学结构影像用以区别不同器官、组织,可利用被检组织的物理和生物化学特性作组织特性的评价,通过流动效应来评价血流和脑脊液的流动,可精确测定血液的流速、分布等特征。检查方式有:全身MRI;磁共振血管造影(MRA);磁共振水成像(MRH);功能磁共振成像技术(fMRI);介入MRI。

**(二)局限性**

磁共振成像也有一定的局限性:MRI对钙化不敏感,不利于病变诊断和鉴别诊断;应慎重对待体内有金属(起搏器、介入留置夹、金属关节、种植牙、金属节育环)植入的患者;精神紧张恐惧者、癫痫患者、早孕者(3个月内)应延期检查、家属陪同检查或停止检查;对危重病人,不能将急救设备(监护仪、呼吸机、氧气瓶等)带入强磁场的检查室;在高温潮湿环境下,由于射频线圈的电流导致组织中产生热量,因而高温或散热功能障碍者也不适合做MRI检查。

## 五、磁共振成像的主要技术参数

与其他影像设备相比,影响MRI影像的信号强度或影像密度的参数较多。大体可分为组织参数和设备参数两类。

1. **组织参数** 组织参数主要有质子密度($\rho$)、纵向弛豫时间($T_1$)、横向弛豫时间($T_2$)、化学位移($\sigma$)、液体流速($v$)和波动。其中,$\rho$、$T_1$和$T_2$决定影像信号的密度。$\sigma$决定水与脂肪的分离成像,能引起化学位移伪影。组织参数v和波动可用来进行血管成像,能引起运动伪影。

2. **设备参数** 设备参数主要有磁场强度、梯度磁场强度和切换率、线圈特性(包含发射线圈和接收线圈)、测量条件。根据诊断目的的不同,可以选择不同的参数来产生所需要的MRI影像,具体参数的选择如下:

重复时间($TR$)、回波时间($T_E$)和反转时间($T_I$)决定影像的性质,即影像的权重。层厚、平均采样次数、像素尺寸、有效视野和层数决定扫描区域并控制影像信号的密度。各种应用软件可获得不同性质和不同区域的MRI影像,且成像速度快、有效抑制伪影、功能完善。

### 六、MRI设备发展趋势

MRI是继X射线的发现(1901年获诺贝尔物理学奖)和X射线CT的发明(1979年获诺贝尔生理学和医学奖)之后又一项取得世界级殊荣的医学影像学成果。

诺贝尔生理学和医学奖评委会于2003年10月6日宣布:将当年的诺贝尔生理学和医学将授予30年前对磁共振成像做出重要贡献的两位科学家。第一位是发明了梯度场(gradient field),使磁共振成像技术逐渐走向成熟的美国伊利诺伊大学的化学家劳特伯(Paul Lauterbur);第二位是在成像方法上进行了开拓性研究并发明了回波平面成像(Echo Planar Imaging,EPI)技术,使图像质量更好、成像时间更快(可在100~200ms内得到高分辨率的图像)的英国诺丁汉大学的物理学家曼斯菲尔德(Peter Mansfield)。

磁共振成像已成为临床诊断以及科学研究的重要工具和方法。自从1980年医学诊断用MRI设备问世以来,1.5特斯拉磁场强度的系统已经被公认为是在全身各个部位、各类临床应用的金标准。伴随着硬件和软件技术的不断飞越和巨大进步,磁共振成像系统更加紧凑、强大和多功能,最终发展出超高磁场强度磁共振系统(3.0T,4.7T,7.0T,9.4T、甚至更高)用于临床实践及研究。就像所有新技术所经历的发展历程一样,在未来的日子里3.0T磁共振成像系统将追随1.5T磁共振系统有同样的发展趋势和历程。

3.0T磁共振突出的优点是高信噪比、高分辨率、高灵敏度、更短成像时间、更多先进研究功能和增强诊断能力。其潜在的缺点是磁场均匀度略差、磁敏感和化学位移伪影、SAR值增高、高价格。技术的进步一旦逐步克服了上述潜在的缺点,传统的磁共振系统将逐渐被超高磁场强度磁共振成像系统所取代。

## 第二节　MRI设备的分类和组成

### 一、MRI设备的分类

**(一)按成像的范围分类**

1. **实验用MRI设备**　用于动物、生化制品、药品等研究领域,检查孔径很小。

2. **局部MRI设备**　检查孔径的大小和形状适应特殊部位(头、乳腺、四肢关节等)的需要。检查孔道短。

3. **全身(whole body)MRI设备**　检查孔径大,检查孔道长,能容纳人体进入和穿越。

**(二)按主磁场的产生方法分类**

1. **永磁型**　类似"吸铁石"的磁性材料(铝镍钴、铁氧体、稀土钴)堆积或拼接而成的磁体。制造和运行成本低廉。产生的磁场强度可达0.4T。

2. **常导型**　又称阻抗型,类似"螺线管"的导电线圈构成的空芯或铁芯电磁体。制造成本低廉,电力消耗大,运行成本略高。

3. **混合型**　常见的是永磁型和常导型两种磁体的组合。产生的磁场强度可达0.6T。

4. **超导型**　是由浸泡在密封液氦杜瓦中的超导螺线管线圈构成的电磁体。其产生的磁场强度可达12T,甚至更高,而检查孔径可大可小,既有小孔径非人体微成像的专用设备,也有大孔径人体局部或全身成像的通用设备。

**(三)按静磁场的磁场强度分类**

1. 低场机　0.5 T 以下的 MRI 设备。
2. 中场机　0.5 T 到 1.0 T 之间 MRI 设备。
3. 高场机　1.0 T 到 2.0 T 之间的 MRI 设备(以 1.5 T 为杰出代表)。
4. 超高场机　3.0 T 及以上的 MRI 设备(以 3.0 T 为突出代表)。

**(四)按主磁场的临床应用分类**

1. 诊断用 MRI 设备。
2. 介入治疗专用型 MRI 设备,一般采用开放式设计。
3. 外科手术术前病灶定位和手术计划的制定,使用磁共振专用的立体空间定位托架。
4. 磁共振引导下聚焦超声肿瘤治疗。

## 二、MRI 设备的组成

MRI 设备是由磁体系统、梯度系统、射频系统、计算机和图像处理系统等组成。对于超导 MRI 设备来说,低温保障冷却系统也是其重要组成部分。MRI 设备的系统构成如图 16-4 所示,MRI 设备的系统体系结构如图 16-5 所示。实际的磁共振成像系统为了加快图像处理速度,一般都配备专用的图像处理阵列单元;为了实施特殊成像,还要有对生理信号(心电、脉搏、血氧饱和度、氧分压、二氧化碳分压等)进行采集、处理、分析的单元。为实现实时脑功能成像,需要配置特殊的高性能计算机柜、射频脉冲实时跟踪、试验刺激的控制、数据的全自动后处理系统等。图像的硬拷贝输出设备(如激光相机)、软拷贝输出设备(如 CD-R/CD-RW,DVD-R/DVD-RW,MOD 等光盘驱动器)也是必备的。

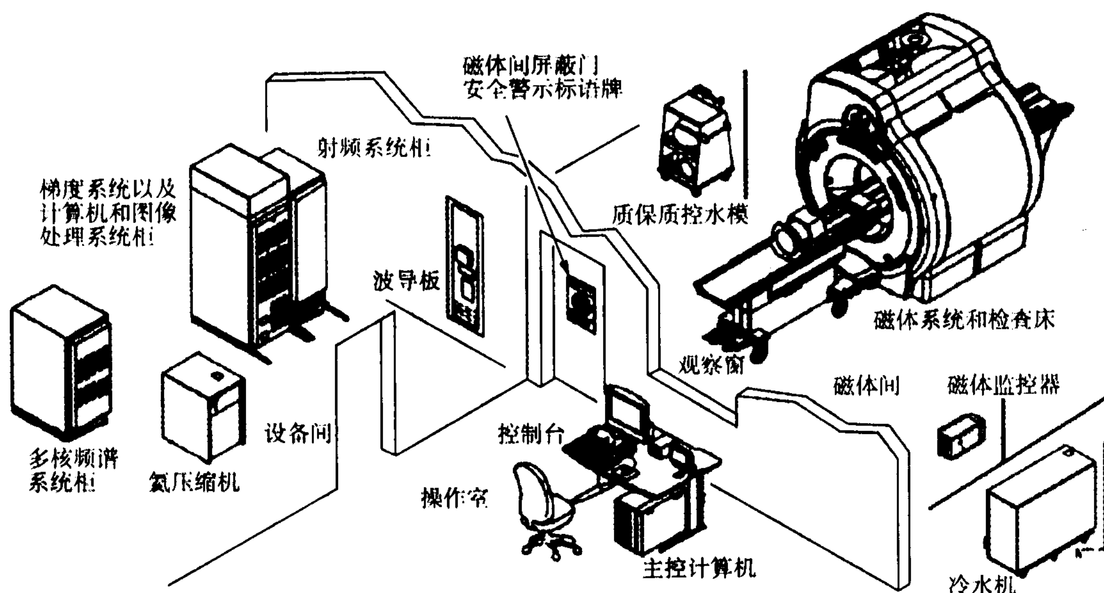



图 16-4　磁共振成像设备的组成

MRI 设备除了磁共振成像所需的设备外,还要有许多附属设备与之相配套。常用的设备有射频屏蔽体(或磁屏蔽体)、冷水机组、不间断电源、机房专用空调以及超导磁体的低温保障设施等。

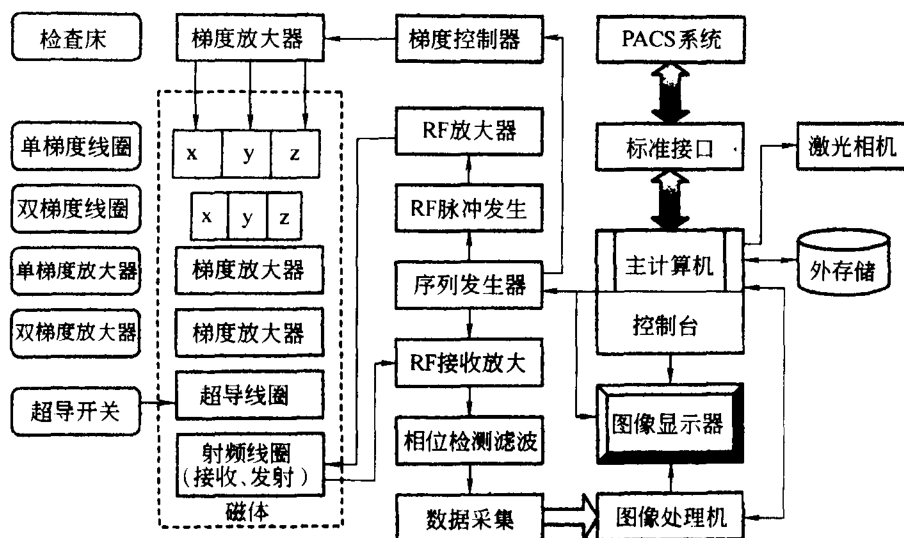



图 16-5 MRI 设备的系统体系结构图

# 第三节 磁体系统

磁体系统是 MRI 设备的关键部件。它的性能高低直接关系到整个系统的信噪比，在一定程度上直接决定着图像的质量。几乎所有的厂家都在努力追求高质量、尽可能高的磁场强度和磁场均匀度的磁体。超导磁体的出现，既满足 MRI 对高场强的需要，显著提升磁共振成像的质量，又使磁场在均匀性和稳定性等方面的性能得以改善。但是，随之而来的是磁体的构造更加复杂，液氦消耗和冷却系统的维护费用也相应提高，整机价格昂贵，对操作者技术水平的要求很高。

## 一、磁体的性能指标

### (一)主磁场强度

MRI 设备的主磁场 $B_0$ 又叫静磁场(static magnetic field)。增加主磁场强度，可提高图像的信噪比(SNR)。MRI 图像质量与主磁场强度、梯度线圈、磁场均匀性、射频接收线圈等诸多因素相关。

提高场强的惟一途径就是采用超导磁体。随着超导材料价格和低温制冷费用的下降，超导 MRI 设备的性能价格比不断提升，各厂商也根据用户具体需求的差异性推出高、中、低性能、价格合理适中的超导 MRI 设备。发达国家中 1.5T 以上的超导 MRI 设备已经相当普及，我国也以每年近百台的惊人势头发展着。3.0TMRI 设备从 2005 年起，开始大规模进入临床。

有的厂家已向市场推出 7.0T 的超高场 MRI 设备，用于人体成像的试验研究。而在芝加哥大学医学院附属医院 9.4T 的 MRI 设备正在用于人体成像。由于高磁场强度静磁场对人体的生物效应尚不肯定，超高场 MRI 设备产品尚不成熟，上述高场系统至今未能正式用于临

床。

与高磁场强度MRI设备的发展相反，近年来高性能的低场开放型永磁MRI设备备受市场和最终用户的青睐。这不仅与它所具有的优良的性能价格比有关，也与设备制造商在竭尽努力将中高场磁共振系统的部件和技术移植、“下嫁”到低场平台，使其整机性能、图像质量大大改善直接相关。

**(二)磁场均匀性**

MRI设备的磁体在其扫描检查孔径内、$Z$轴(沿磁体孔洞方向)一定长度范围内(1.5T超导MRI设备通常≤45cm)产生均匀磁场强度分布的磁场，即主磁场$B_0$。为了在扫描过程中对所采集的信号进行空间定位，在主磁场$B_0$基础上还需叠加连续递增变化的梯度磁场$\triangle B$。在单个体素上叠加的这个选层面梯度场$\triangle B$必须大于主磁场$B_0$所产生的磁场偏差、或漂移波动，否则将会扭曲、改变、甚至湮没上述的空间定位信号，降低成像质量。主磁场$B_0$所产生的磁场偏差和漂移波动越大，表示该磁场的均匀性越差，图像质量也会越低，更会直接关系到压脂序列(人体中水和脂肪的共振频率仅相差200Hz)、磁共振波谱(MRS)检查的成功与否。因此，磁场均匀性是衡量MRI设备性能高低的关键指标之一。

磁场均匀性是指在特定容积限度内磁场的同一性，即穿过单位面积的磁感线是否相同。在MRI设备中，均匀性是以主磁场强度的百万分之一(ppm)作为一个偏差单位来定量表示的。通常将这个偏差单位称为ppm。例如，对于1.5T的磁场，一个偏差单位所代表的磁场强度的漂移波动为$1.5\times10^{-6}$T。即在1.5T的系统中，1ppm的磁场均匀度是指在1.5T磁场强度的本底基础上存在$1.5\times10^{-6}$T(0.0015mT)的漂移波动。在不同场强的MRI设备中，每个偏差单位或ppm所代表的磁场强度的变化是不同的。这样就能够用均匀性标准对不同场强的系统或同一场强的不同系统进行比较，以便客观评价磁体的性能。

场强越高，磁场的非均匀性会产生越大的频率偏移效应，对于0.35T和1.5T的MR系统来说，如果磁场的均匀度相同，则0.35T的系统产生的绝对频率偏移要小得多，低场系统对于场的均匀性要求要低一些。

磁场均匀性标准的规定还与所取测量空间的大小有关。整个扫描检查孔径范围内的均匀性为5ppm；而与磁体中心同心的、直径为40cm和50cm的球体空间内的磁场均匀性分别是1ppm和2ppm；还可以表示为：被测标本区每立方厘米的空间内磁场均匀性为0.01ppm。

在测量空间一定时，磁场均匀性还可用另外一种方法表示，即给出磁场强度的ppm值在给定空间的变化范围，这称为绝对值表示法。如上述40 cm测量球上的1ppm值，用绝对值法表示就是±0.5ppm。无论何种标准，在所取测量球大小相同的前提下，ppm值越小表明磁场均匀性越好。

在测量磁场均匀性之前首先需要精确定出磁体中心，然后在一定半径的空间球体上布置场强测量仪(高斯计)探头，并逐点(24平面法、12平面法)测量其磁场强度，最后处理数据、计算整个容积内的磁场均匀性。

磁场均匀性是伴随周围环境变化的。即使一个磁体在出厂前已达到了某一标准，但是安装后由于磁(自)屏蔽、射频屏蔽(门窗)、波导板(管)、磁体间和支持物中的钢结构、装修装饰材料、照明灯具、通风管道、消防管道、紧急排风扇、楼上楼下楼旁的移动设备(甚至汽车、电梯)等环境因素的影响，其均匀性会改变。因此，均匀性是否达到磁共振成像要求，应以最后验收时的实际测量结果为标准。磁共振生产厂家安装工程师在工厂或医院现场所做的被动匀场和超

导匀场线圈主动匀场工作是提高磁场均匀性的关键措施。

(三)磁场稳定性

它是保证 MR 影像的一致性和可重复性的重要指标。当受磁体附近铁磁性物质、环境温度或匀场电源漂移等因素的影响时，磁场的均匀度或场值会发生变化，即磁场漂移。磁场漂移的程度用稳定度指标来衡量。

磁场的稳定度可以分为时间稳定度和热稳定度两种。时间稳定度是指磁场随时间而变化的程度。如果在一次实验或一次检测时间内磁场值发生了一定量的漂移，它就会影响到影像质量。一般磁场的短期间(1～2h)漂移不能大于 5ppm，而长期(以 8h 为周期)漂移量须小于 10ppm。磁体电源或匀场电源波动时，也会使磁场的时间稳定度变差。

磁场强度值还会随温度变化而漂移，其漂移的程度是用热稳定性来表述的。永磁体和常导磁体的热稳定性比较差，因而对环境温度的恒定能力要求很高。超导磁体的时间稳定性和热稳定性较好。

(四)有效检查孔径

静磁场强度与主磁体的有效范围密切相关。主磁体的有效范围是指上、下磁极的直径和上、下磁极间的有效距离，即 $X$ 轴、$Y$ 轴、$Z$ 轴三方向可容纳病人的最大尺寸(是梯度线圈、匀场线圈、射频体线圈和内护板等部件均安装完毕后所得到的空间)。对于全身 MRI 设备，磁体的有效孔径须足以容纳人体为宜。一般其内径必须大于 65cm。孔径过小容易使被检者产生压抑感，孔径大些可使病人感到舒适。从技术上讲，增加主磁体的有效范围比提高磁场强度更难。

近年来出现了开放式磁体，其优点是病人位于半敞开的检查床上，不会产生恐惧压抑感，且能开展磁共振介入项目。

(五)磁场的逸散度

主磁体周围所形成的逸散磁场，会对附近的铁磁性物体产生很强的吸引力，使人体健康或其他医疗仪器设备受到不同程度的损害、干扰和破坏。所以，必须对磁场的逸散程度有一定的限制，要对磁体采取各种屏蔽措施。

除了上述五项性能指标外，致冷剂(液氦)的挥发率、磁体低温容器的容积、液氦的补充周期、磁体长度和磁体重量等因素也是超导型磁体的重要技术指标。

## 二、成像用磁体的分类

人体磁共振成像用 MRI 设备的磁体可分为永磁型、常导型、混合型和超导型四种。

(一)永磁型

永磁型磁体(permanent magnet)是最早应用于 MRI 全身成像系统的磁体。可用于永磁体的磁性材料主要有铝镍钴、铁氧体和稀土钴三种类型。我国有丰富的稀土元素，也能大量生产高性能的稀土永磁材料(如钕铁硼)。这些材料都是生产永磁磁体的优质原料资源，而这也正是吸引国际磁共振设备主要制造商将永磁型 MRI 设备生产线大举迁移到中国的重要原因之一。

永磁体一般由多块永磁材料堆积或拼接而成，磁铁块的排布既要满足构成一定成像空间的要求，又要使其磁场均匀性尽可能高。另外，磁体的两个极面须用导磁材料连接起来，以提供磁力线的返回通路，从而减少磁体周围的杂散磁场。

图 16-6 是永磁型磁体及其磁路示意图。图中的两个磁极分别位于磁体上、下两端，使磁场方向与两个极面相垂直。对于全身成像 MRI 设备来讲，这意味着受检者体轴将与磁场方向相垂直。这就是所谓的横向磁场。两极面间距离($d$)就是磁体孔径，可见 $d$ 越小磁场越强，而 $d$ 太小又不能容纳人体。在 $d$ 一定前提下，提高静磁场 $B_0$ 磁场强度的惟一办法就是增加磁性材料的用量，但这样做又要受磁体重量的限制。因此，设计者必须在磁场强度、扫描检查孔径、和磁体重量三者之间进行平衡、折中。0.3T 永磁型磁共振的重量一般在 14 吨左右，0.4T 一般在 22 吨左右。永磁体的磁场强度一般不超过 0.4T。

除磁场强度较低外，永磁型磁体的磁场均匀性通常也受到一定限制，与超导磁体 MRI 设备相比较，磁场均匀性指标参数要低很多。其原因一是每块永磁材料的性能不可能完全一致；二是受磁极平面加工精度的限制；三是磁极本身的边缘效应(磁极轴线与边缘磁场的不均匀性)。此外，永磁型磁体的温度系数较大即它对温度变化非常敏感，这使其磁场稳定性变差。因此，需要恒温恒湿空调系统将磁体间内的温度或磁体本身的温度变化严格控制在±1℃之内。永磁型 MRI 设备虽然有上述缺点，但是其优异的开放性能、低造价、低运行成本、整机故障率低、磁场发散少、对周围环境影响小等特点，经济实用型永磁 MRI 设备不仅在中国，在全世界也得到广泛的认可和应用。

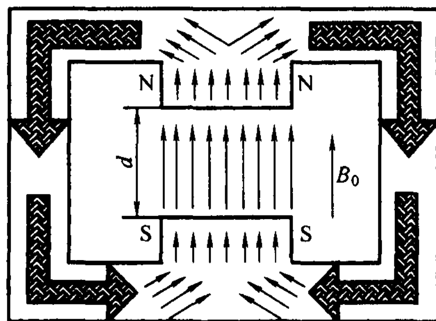


图 16-6 永磁型磁体及磁路

在已经拥有超导 1.5T 甚至 3.0T 全身 MRI 设备的医院，如果还需要引进 MRI 设备时，再添置一台经济适用型永磁 MRI 设备，不能不说是一种优化组合。因为除了开放性之外，日益兴起的磁共振介入治疗和磁共振导引的介入手术，正在为永磁型 MRI 设备开拓新的用武之地。

**(二)常导型**

由丹麦物理学家奥斯特发现的电流磁效应可知，载流导线周围存在磁场，其磁场强度与导体中的电流强度、导线形状和磁介质性质有关。常导型磁体(conventional magnet)正是根据这一原理，用线圈中的电流来产生 MRI 设备中的静磁场 $B_0$。因此，常导型磁体实际上是某种类型的空芯电磁铁，其线圈通常用铜线绕成。由于铜有一定的电阻率，故又有人将由这种线圈制成的磁体称为阻抗型磁体(resistive magnet)。为了产生较高的磁场强度和足够的中空(检查孔径)直径，往往数个线圈并用，例如常见的四线圈常导磁体(图 16-7)。该磁体由两对大小不同的线圈组成，其中内侧的大线圈对、外侧的小线圈对，4 个线圈排布在一个球形空间上。图中的箭头代表磁场方向。

图 16-8 表示常导磁体的磁场方向和线圈中的电流方向。我们看到，由于电流均匀地绕球体的径向流动，磁体内就可得到均匀性非常好的磁场。

在一定限度内，可用加大线圈电流的方法来提高常导型磁体的场强。但是，通电导体的功耗与流经它的电流的平方成正比。即线圈电流每增加 1 倍，其功耗将增至 4 倍。可见常导型磁体的功耗之大。通常仅用这类磁体来产生 0.2T 左右的横向磁场。一个四线圈常导磁体消耗的功率将高达80kW。这些功率发出的热量需要一套冷水系统来冷却(也有风冷的)。另

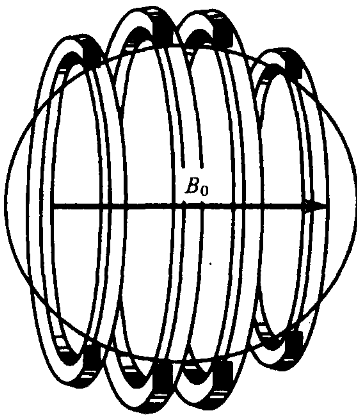



图 16-7　四线圈常导型磁体的结构

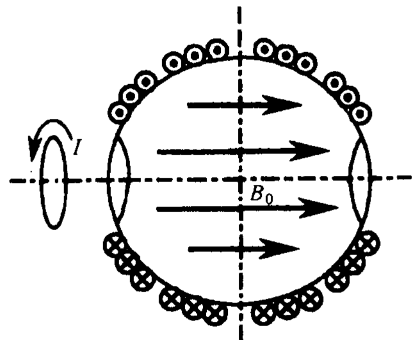



图 16-8　常导型磁体的磁场及线圈电流方向

外，给线圈供电电源的波动将会直接影响磁场的稳定，因而高质量的大功率恒流电源是常导型 MRI 设备整机系统的关键部件。

正是由于常导型 MRI 设备运行费用比永磁型 MRI 设备偏高（耗水费电），故常导型 MRI 设备已几乎被永磁型 MRI 设备所取代。

常导型磁体的优点是结构简单、重量较轻、造价低，可随时建立或卸掉静磁场。在我国电力资源丰富的地区，如产煤区的火力发电厂较多，配置常导型 MRI 设备比较经济适用。

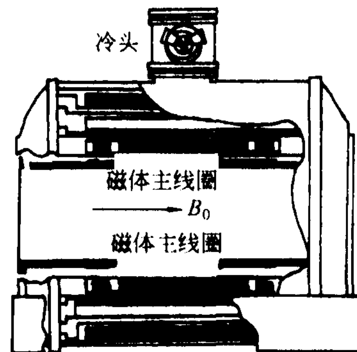
**（三）超导型**

所有 0.5T 以上医用 MRI 设备均采用超导磁体（super conducting magnet）。因为超导体对电流的高效率利用，普通的螺线管线圈设计就可达到 MRI 设备对磁场的场强和均匀性要求。

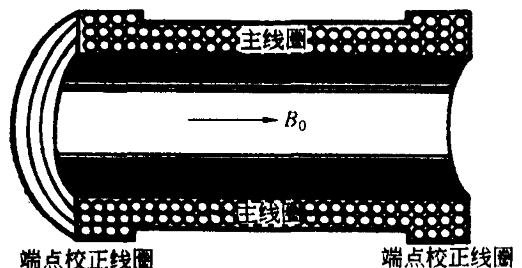
螺线管内轴线上的磁感强度是匀强的；在磁介质一定的前提下，其场强仅与线圈的匝数和流经线圈的电流强度有关。因此，改变超导磁体的匝数或电流均可使场强发生变化，而增大超导线圈的电流并不额外消耗功率。

螺线管的两个端点处，场强将减小到其最大值即线圈中心磁场强度值的 50%。因此，可在两端增加匝数，如图 16-9 所示，以补偿螺线管两端的磁场强度，使螺线管内部轴线方向上、尽可能长的范围内的纵向磁场的磁场强度处处相等，称为场强校正。

超导磁体的高场强、高稳定性、高均匀性、




(1) 超导磁体的整体结构




(2) 超导线圈的场强校正

图 16-9　磁体主线圈及场强补偿示意图

不消耗电能以及容易达到系统所要求的孔径、能获得高精度、高质量的图像是其优点。超导线圈须浸泡在密封的液氦杜瓦中方能工作，其磁体制造工艺比较复杂，定期补充液氦也给用户带来一定的消耗成本。

**(四)混合型**

混合型磁体(hybrid magnet)是利用上述两种或两种以上的磁体技术结合而成的磁体。常见的是永磁型和常导型两种磁体的组合。在永磁型磁体的两个磁极上绕以铜质线圈(绕线方向应使其产生的磁场与固有的永磁场方向一致)便得到混合型磁体。

当线圈中通过激励电流时，它所产生的感应磁场便会与原磁场相叠加、融合，使其倍增。极片的两端仍以铁磁材料相连，以提供磁感线的返回通路，减少杂散磁场。图 16-10 是混合型磁体的工作原理图。

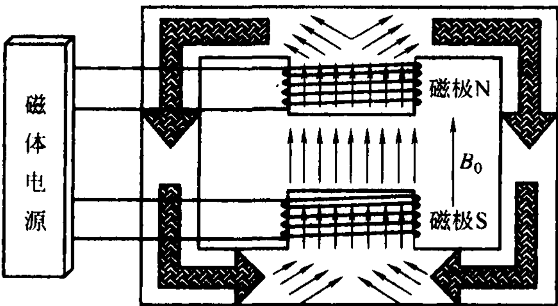



**图 16-10 混合型磁体**

无论哪一类型磁体，其共同点都是要产生尽可能强的、均匀的静磁场。而它们的区别主要体现在各自的场强大小、磁场方向、磁场均匀性、能量消耗和生产造价等方面。其性能比较见表 16-1。

**表 16-1 MRI 设备常用磁体性能比较表**

| 磁体类型 | 最大场强/T | 磁场方向 | 杂散磁场强度 | 磁场均匀性 | 造价 |
|---|---|---|---|---|---|
| 永磁型 | 0.4 | 横向(垂直) | 低 | 中 | 便宜 |
| 常导型 | 0.2 | 轴向(水平) | 中 | 低 | 适中 |
| 混合型 | 0.6 | 横向(垂直) | 低 | 中 | 便宜 |
| 超导型 | 12(甚至更高) | 轴向(水平) | 高 | 高 | 昂贵 |

## 三、磁体系统的组成

磁体的功能是为 MRI 设备提供满足特定要求的静磁场。为提高磁场的均匀性，人们发明了超导匀场线圈；为保证超导线圈的超低温环境，人们设计了高真空、超低温杜瓦容器；为解决被检体的空间分辨率、空间定位、层面选择问题，人们又制造出梯度线圈。这使得磁体部分的内涵越来越丰富、系统越来越庞大复杂。

典型的磁体系统如图 16-11 所示。除了磁体之外，图中还绘出了匀场线圈、梯度线圈和射频体线圈。按图中所示，上述三个线圈依次套叠在磁体内腔中，使磁体孔径进一步变小。

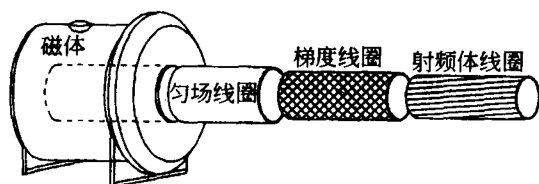



**图 16-11　磁体系统的组成**

与磁体、匀场线圈和梯度线圈相连接的是它们各自的电源，即磁体电源、匀场电源及梯度电源（永磁体不需磁体电源）。上述三种电源在控制单元的作用下提供高质量的电流，以保证整个系统磁场的均匀和稳定。对于超导磁体系统，其组成要复杂得多。除了上面提到的部件外，超导磁体系统还包括低温容器、致冷剂（液氮和液氦）液面计、超导开关、励磁和退磁电路、失超控制和安全保护电路等单元。

# 第四节　梯 度 系 统

采用梯度磁场来改变 MRI 成像空间各点的磁场强度，以获得成像所需空间分辨率。梯度系统（gradient system 或 gradients）已成为 MRI 设备的重要组成部分。梯度系统是指与梯度磁场有关的一切电路单元和相关系统。它的功能是为 MRI 设备提供线性度优良的、可快速开关的梯度场，以便动态地、依次递增地修改主磁场 $B_0$ 的磁场强度，实现成像体素的空间定位和层面的选择。此外，在梯度回波和其他一些快速成像序列中，梯度场的翻转还起着射频激发后自旋系统的相关重聚作用。

## 一、梯度磁场的性能

梯度磁场（gradient magnetic field，$\triangle B$）简称为梯度场。其主要性能指标有：有效容积、线性、梯度场强、梯度场变化率（梯度场切换率）、梯度场启动时间（上升时间或爬升时间）等。

1. *有效容积*　梯度场的有效容积又叫均匀容积。梯度线圈通常采用的鞍形线圈。有效容积就是指鞍形线圈所包容的、其梯度场能够满足一定线性要求的空间区域。这一区域一般位于磁体中心，并与主磁场的有效容积同心。对于鞍形线圈，其有效容积只能达到总容积的 60%左右。梯度线圈的均匀容积越大，则在 $X$，$Y$，$Z$ 三轴方向上不失真成像区的视野范围就越大。

2. *梯度场线性*　它是衡量梯度场动态地、依次平稳递增性能的指标。线性越好，表明梯度场越精确，空间定位、选层、翻转激发也就越精确，图像的质量就越好。梯度场的非线性一般不能超过 2%。

3. *梯度场强度*　它是指梯度场能够达到的最大值。在线圈一定时，梯度场的强度由梯度电流所决定，而梯度电流又受梯度放大器的功率限制。梯度场越强，就可采用越薄的扫描层厚，体素就越小，影像的空间分辨率就越高。

4. *梯度场强、梯度场切换率和梯度上升时间* 它们从不同角度反映了梯度场达到某一预定值以及变化的速度。

(1)梯度场强:是指单位长度内磁场强度的差别,通常用每米长度内磁场强度差别的毫特斯拉量来表示。图 16-12 为梯度场强示意图,条状虚线表示均匀的主磁场,斜线表示线性梯度场;两条线相交处为梯度场中点,该点梯度场强为零,不引起主磁场强度发生变化;虚线下方的斜线部分表示反向梯度场,造成主磁场强度呈线性降低;虚线上方的斜线部分为正向梯度场,造成主磁场强度呈线性增高。有效梯度场两端的磁场强度差值除以梯度场施加方向上有效梯度场的范围(长度)即表示梯度场强,即:

梯度场强(mT/m)=梯度场两端的磁场强度差值/梯度场的长度

(2)梯度场切换率:是指单位时间及单位长度内的梯度磁场强度变化量,常用每秒每米长度内磁场强度变化的毫特斯拉量来表示,切换率越高表明梯度磁场变化越快,即梯度线圈通电后梯度磁场达到预定值所需要时间(梯度上升时间)越短。图 16-13 为梯度场切换率示意图。梯度场的变化可用梯形来表示,梯形中只有中间的矩形部分才是有效的,矩形部分表示梯度场已经达到预定值并持续存在,梯形的左腰表示梯度线圈通电后梯度场强逐渐增高、直至预定值,用 $t$ 表示梯度场增高到预定值所需的时间。

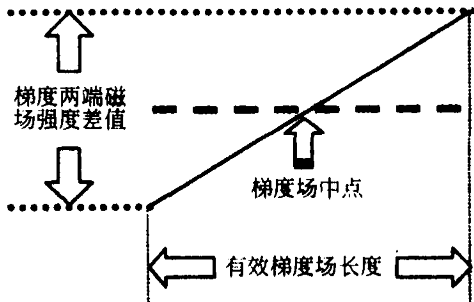



图 16-12 梯度场强示意图

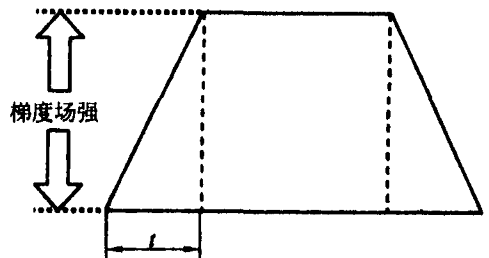



图 16-13 梯度场切换率示意图

梯度场的切换率[(mT/(m·s)]=梯度场预定强度/t

(3)梯度上升时间:实际上就是梯形左腰的斜率。斜率越大,即切换率越高,梯度场爬升越快,所需的爬升时间(即梯度上升时间)越短。梯度变化快,开启时间就短。梯度上升快,就可以进一步提高扫描速度。

梯度线圈性能的提高对于磁共振超快速成像至关重要,才能有超快速序列。SS-RARE,Turbo-GRE 及 EPI 等超快速序列以及水分子扩散加权成像对梯度场的场强及切换率都有很高的要求,高梯度场及高切换率不仅能缩短回波间隙加快信号采集速度,还能提高图像的信噪比,近几年快速或超快速成像技术的发展就直接得益于梯度线圈性能的改进。

需要指出的是由于梯度磁场的剧烈变化会对人体造成一定的影响,特别是引起周围神经刺激,因此梯度磁场场强和切换率不是越高越好,是有一定限制的。

目前梯度场强为 40mT/m 以上、梯度切换率为 150mT/(m·s)以上的梯度系统已成为高性能、高场强超导 MRI 设备的基本要求。梯度性能的提升,有可能使人们开发出速度更快的成像序列。即扫描速度的提高,要依赖于高性能的梯度线圈和梯度放大器。临床应用型 1.5T

MRI 设备的常规梯度场强已普遍达到 30mT/m 以上，切换率达 120mT/(m·s)以上。

梯度系统作为 MRI 设备的核心部件之一，不仅从扫描速度上，也从空间分辨率上决定着整个 MRI 设备性能的高低。同时，它的性能还同扫描脉冲序列中梯度脉冲波形的设计有关，即一些复杂序列的实现取决于梯度。系统对梯度的要求就是梯度场强高、梯度上升速度快、梯度切换率高、梯度线性度好。

## 二、梯度系统的组成

梯度系统是由梯度线圈、梯度控制器、数模转换器(DAC)、梯度放大器和梯度冷却系统等部分组成。各部分之间的关系如图 16-14 所示。

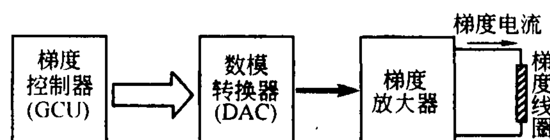



图 16-14 梯度子系统工作流程图

## 三、梯度线圈

MRI 设备至少需要三个相互正交的梯度磁场作为图像重建的空间定位和层面选择的依据。这三个梯度场分别由 $X$,$Y$,$Z$ 三个方向的梯度线圈提供。

### (一)Z 向梯度线圈

产生 $Z$ 向梯度场的线圈 $G_z$ 可以有多种形式，最简单的是马克斯威尔对。这是一对半径为 $\alpha$ 的环形线圈。当两线圈的间距等于$\sqrt{3}\alpha$ 时，线圈得到最好的线性。另外，如果在两线圈中分别通以反向电流，便可使中间平面磁场强度为零。这种线圈被广泛地用来产生 $Z$ 梯度场。图 16-15 即表示如此绕制的 $Z$ 梯度线圈。图 16-16 是 $G_z$ 所产生的磁场。两端线圈产生不同方向的磁场：一端与 $B_0$ 同向，另一端与其反向，因而与主磁场叠加后分别起加强和削弱 $B_0$ 的作用。

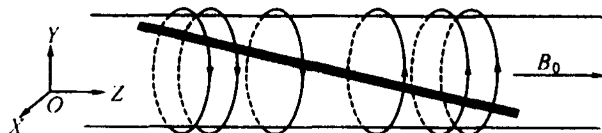



图 16-15 Z 向梯度线圈

### (二)X 向梯度线圈

为得到与 $G_z$ 正交的 $G_x$ 磁场，根据电磁学中的毕奥—萨伐尔定律，研究了无限长导体周围的磁场，发现四根适当放置的导线通以电流便可产生所需梯度，即产生的磁场在几何形状确定的前提下只与线圈中的电流有关。上述结果现已被广泛采用，这就是鞍形梯度线圈。

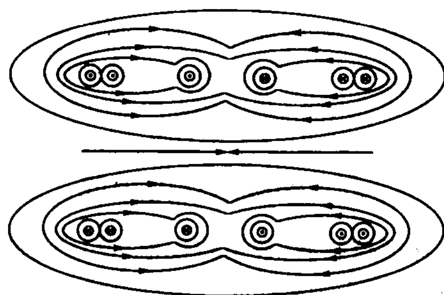


图 16-16　Z 梯度的磁场

（三）Y 向梯度线圈

根据对称性原理，将 $G_x$旋转 90°就可得到 $G_y$。因此，$G_x$和 $G_y$线圈的设计可以归结为同一线圈的设计问题。这里仅给出 $G_y$线圈及其它所产生的梯度场示意图（图 16-17）。图 16-17 所示 4 个线圈中流过的是同一电流，且线圈的几何形状使其能够产生所需的梯度场。MRI 设备中 3 个梯度线圈的位置如图 16-18 所示。

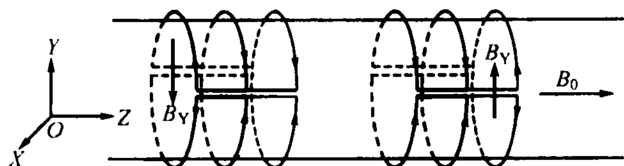



图 16-17　Y 向梯度线圈及磁场

（四）双梯度线圈设计

双梯度线圈 MRI 设备是磁共振发展史上的技术革新。它集神经专用机、心脏专用机、体部专用机三种 MRI 设备于一体。在神经功能成像，心脏成像等高级临床应用上有许多独有的优势。

双梯度是在一个梯度模块中整合了一长一短两套主动屏蔽的梯度线圈，短梯度线圈用于精细扫描模式（如颅脑神经系统、心脏等），长梯度线圈用于全身扫描模式。

1. *精细扫描模式*　该模式可提供强劲的梯度性能，而 SAR 值又不会超标。最大梯度场强度在三轴方向均达到 50mT/m，能提供高信噪比的先进临床应用成像技术。精细扫描模式最优化了扫描范围，*X* 和 *Y* 轴方向 40cm，*Z* 轴方向 35cm。而 *Z* 轴方向的范围是至关重要的，双梯度设计可充分发挥不同应用模式下最佳的梯度系统性能，获得更高的分辨率和更好的图像质量。

2. *全身扫描模式*　全身扫描模式提供了优异的全身成像功能和偏中心成像的能力。全身成像模式优化了 *X*，*Y*，*Z* 三个方向的扫描范围均为 48cm，同时在三轴方向都能达到最大的

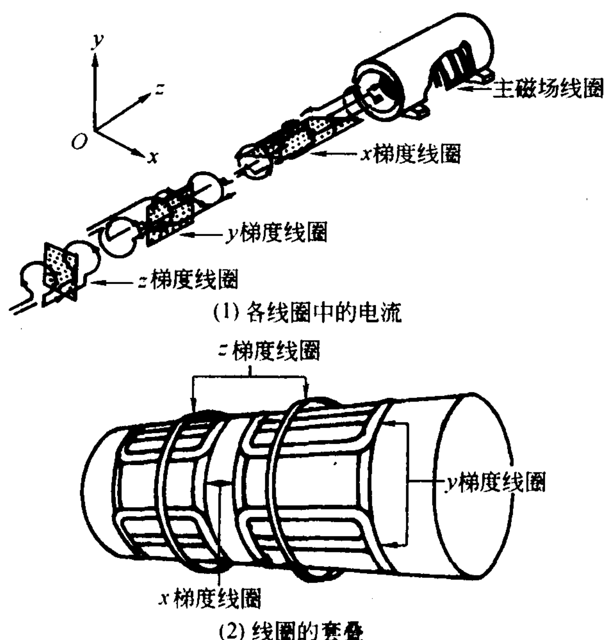



**图 16-18 三个梯度线圈的位置关系**

梯度场强 23 mT/m，完成高分辨率的全身成像应用例如脊柱矢状位，肩关节成像和腕关节成像、全身成像等。三轴方向都能达到最大切换率 80T/(m·s)提供了高分辨率，大范围和良好的图像质量。

双梯度设计有能力优化每一个应用的扫描时间、信噪比、分辨率和图像质量。用户可以自由切换于两种扫描梯度模式(精细扫描和全身成像)来提高空间分辨率，信噪比，对比噪声比和扫描覆盖范围。

## 四、全数字化梯度控制器

梯度控制器(gradient control unit，GCU)的任务是按系统主控单元的指令，发出全数字化的控制信号，该控制信号包含有梯度电流大小的代码，由数模转换器(digital to analogue converter，DAC)接收并"解读"后，立即转换成相应的模拟电压控制信号，据此产生梯度放大器输出的梯度电流。

MRI 设备不仅要求梯度磁场能够快速启停，而且要求其大小和方向均可改变。从硬件上讲就是要求它有良好的脉冲特性。在梯度系统中，对梯度放大器的数字化精确控制正是由 GCU 和 DAC 共同完成的。

DAC 是数模转换器的英文缩写，是将数字量变为模拟量输出的器件。DAC 的精度(分辨率)由输入端的二进制数位数来决定。例如，如果输入为 8 位二进制数，则它的分辨率就是 $2^{-8}=1/256$，即它可以对输出满刻度的 1/256 做出反应。目前梯度系统大多采用 16 位的 DAC，因为 MRI 设备对梯度的控制要求非常精确。

## 五、梯度放大器

梯度场是在流经 $X,Y,Z$ 轴方向梯度线圈的电流(即梯度电流)的激励下产生的,而这一电流是由梯度放大器产生并提供。梯度放大器是整个梯度控制电路的功率输出级。它必须具有功率大、开关时间短、输出电流精确、可持续工作时间长、散热系统优良可靠等特点。但受线路分布电容、分布电感、器件以及 $X,Y,Z$ 轴梯度线圈感性负载的影响,上述要求实现的技术难度大,因而梯度放大器的设计成为决定梯度系统性能优劣的关键环节。

为使 $X,Y,Z$ 轴梯度线圈的工作互不影响,一般三个梯度线圈分别由三个相同的梯度电流放大器所驱动。它们在各自的梯度控制单元作用下分别输出系统所需的梯度电流。梯度电流多采用霍尔元件作为传感器进行参数采集和测量,并将测量信号实时反馈给梯度控制系统,以达到实时监测、实时反馈、实时精密调节控制梯度电流的目的。

MRI 设备扫描过程中,梯度场的强度和方向都要随序列的要求而变化。因此,除了要求良好的功率特性外,梯度放大器还要有非常好的开关特性,才能满足梯度场快速变化(其频率高出 100Hz)的需要。

梯度场快速变化时所产生的作用力使梯度线圈发生机械振动,其声音在扫描过程中清晰可闻,是 MRI 设备扫描过程中噪声的主要来源之一。

## 六、梯度冷却系统

梯度系统是大功率系统。为得到理想的磁场梯度,梯度线圈的电流一般在 100A 之上。如此大的电流将在线圈中产生大量的热量,如果不采取有效的冷却措施,梯度线圈有烧毁的可能,梯度放大器也会因器件过热而停止工作。$X,Y,Z$ 三轴的梯度线圈因为紧密"窝藏"在磁体孔径内,没有环境自然散热和风冷散热的客观条件,因此,梯度线圈必须采用水冷的冷却方式。梯度放大器则是水冷和风冷两种冷却方式均可满足要求,只是水冷冷却效率最高、但是相应带来成本增高、故障点增加。

## 七、涡流的影响和补偿

根据迈克尔·法拉第的电磁感应定律,变化的梯度磁场将在其周围的金属体内产生感应电流。这种电流的"流动路径"在金属体内自行闭合,故称涡电流(eddy current),简称涡流。涡流的强度与磁场变化率成正比,且它所消耗的能量最后均转化为热量散发。这就是人们常说的涡流损耗。MRI 设备必须设法减少这种损耗。

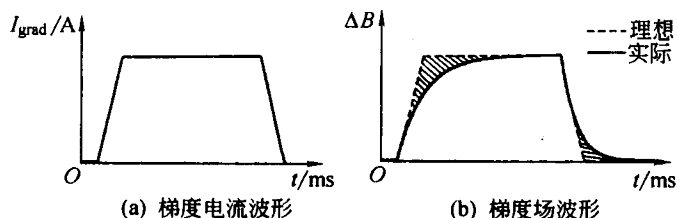
梯度线圈被各种金属导体材料所包围,因而在梯度场快速开关的同时,产生涡流是必然的。随着梯度电流的增加(梯度脉冲的上升沿),这种涡流会猛然增大;梯度电流减小时(梯度脉冲的下降沿),它又会反向变化。当梯度场保持(相当于脉冲顶部)时,上述涡流按指数规律迅速衰减,其时间常数为:

$$\tau=\frac{L}{R} \tag{16-1}$$

式中,$L$ 为线圈周围导体的等效电感;$R$ 为其等效电阻。大多数金属的电阻率都是会随着温度的变化而变化,因而 $R$ 是随时在发生改变的变量(电阻率比较稳定的铜除外)。

涡流的存在会大大影响梯度场的变化,严重时会导致梯度场波形明显畸变(图 16-19),梯

度场线性将受到严重破坏。



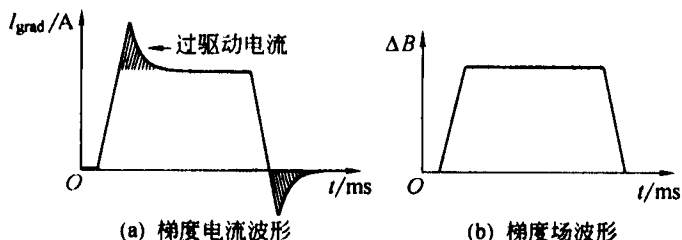
(a) 梯度电流波形 (b) 梯度场波形

图 16-19 涡流对梯度场的影响

为了克服涡流的负面影响，最常用的办法是在主梯度线圈与磁体之间增加一个辅助梯度线圈。它产生的梯度场同主梯度线圈的梯度场相反，从而使合成梯度为零，避免了涡流的形成。但是，这种方案将使梯度线圈的成本和功耗成倍增加。

由公式(16-1)知，增大 $R$ 可使 $\tau$ 减小，即可加快涡流的衰减。因此，还可使用高电阻材料来制造磁体，以阻断涡流通路，从而使涡流减小。

另一种办法是在梯度电流输出单元中加入 RC 网络，预先对梯度电流和梯度场进行补偿，以改善梯度场波形的线性特性。如图 16-20 所示。



(a) 梯度电流波形 (b) 梯度场波形

图 16-20 梯度电流的补偿

## 第五节 射频场系统

射频场系统是 MRI 设备中实施射频激励并接收和处理 RF 信号的功能单元。射频场系统不仅要根据扫描序列的要求发射各种翻转角的射频波，还要接收成像区域内氢质子的共振信号。磁共振信号只有微伏($\mu$V)的数量级，必须经放大、混频、A/D 转换等一系列处理，最后得到数字化原始数据，送给计算机进行影像重建。射频场系统包括射频脉冲发射系统和射频信号接收系统两部分。该系统组成框图，如图 16-21 所示。

## 一、射频脉冲

受检体内的氢质子要在静磁场($B_0$)中发生磁共振,必须在 $B_0$ 的垂直方向加入射频场($B_1$)。$B_1$ 是在射频控制系统的作用下由射频线圈以射频脉冲波的形式发出的。RF 激发的类型是根据时域脉冲的频谱来确定的。强而窄的脉冲(硬脉冲),其谱带较宽,常用于非选择性激励。弱而宽的脉冲(软脉冲),其谱带较窄,常用于选择性激励。

常用方波脉冲的激励范围由其脉宽(脉冲持续时间 $\tau$)所决定。脉冲越宽,覆盖的频率范围越窄,脉冲的选择性就越好;脉冲越窄,覆盖的频率范围越宽,脉冲的选择性就越差。

在 MRI 设备中,氢质子群的静磁化强度矢量 $M$ 不仅受主磁体 $B_0$ 的作用,还受射频场和本身弛豫的影响。为了方便,假设它们的作用是独立发生的。若只考虑射频场对 $M$ 单独作用,实施 RF 激励后,静磁化强度矢量 $M$ 受 $B_1$ 场的作用而偏离平衡位置的翻转角 $\theta$ 为:

$$\theta=\gamma\beta_1\tau \tag{16-2}$$

通过调节射频场强度 $B_1$ 和脉冲宽度两个量,可使 $M$ 翻转至任意角度。通常情况下脉宽 $\tau$ 决定着 RF 脉冲的选择性,因而 MRI 中只能用 $B_1$ 的大小来控制翻转角的大小。使其偏转 $\theta$ 角的脉冲就称 $\theta$ 脉冲。如偏离稳定位置($B_0$ 方向)90°和 180°的 RF 脉冲分别称之为 90°和 180°脉冲。使 $M_0$ 翻转 180°,所需射频场的能量就要比 90°脉冲的能量增加 1 倍。RF 脉冲的宽度和幅度都是由计算机和射频控制单元实施控制的。

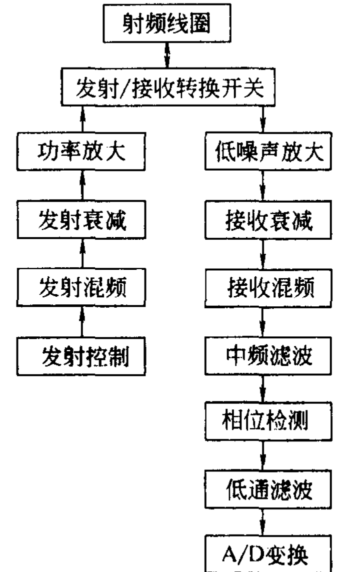


图 16-21 射频场系统框图

## 二、射频线圈

### (一)射频线圈的功能

射频线圈有发射和接收两个基本功能。发射是指辐射一定频率和功率的电磁波,使被检体内的氢质子受到激励而发生共振;接收是指检测被激氢质子的进动行为,即获取 NMR 信号。因此,从功能上看,射频线圈有发射线圈和接收线圈之分。但都作为换能器,在射频激励过程中,将射频功率转换为在成像空间横向旋转的射频磁场 $B_1$;在信号的接收阶段,射频线圈以及相关的前置放大器又将磁化矢量 $M$ 的变化转变为电信号。实用中发射线圈和接收线圈做在一起,形成既能发射又能接收的两用线圈(射频线圈),工作时在发射和接收之间进行快速切换。

### (二)射频线圈的主要技术参数

1. *信噪比(SNR)* 射频线圈的信噪比与成像部位的体积、进动角频率的平方成正比,与线圈半径成反比,还和线圈几何形状有关。线圈的 SNR 越高,越有利于提高影像分辨率、系统成像速度。

2. *灵敏度* 线圈灵敏度是指接收线圈对输入信号的响应程度。线圈的灵敏度越高,就越能检测到微弱的信号,但信号中的噪声水平也会随之提高,使信噪比下降。因此,线圈灵敏度

并不是越高越好。

3. *均匀度* RF线圈发射的电磁波会随着距离的增加而逐渐减弱，又向周围空间发散，因而它所产生的磁场并不均匀。磁场均匀度与线圈的几何形状有关。螺线管线圈及其他柱形线圈提供的均匀性最好，表面线圈的均匀性最差。

4. *品质因数* 品质因数Q值等于谐振电路特性阻抗$\rho$与回路电阻$R$的比值，即$Q=\rho/R$。Q也定义为谐振电路中每个周期储能与耗能之比。

对于串联谐振，当满足谐振条件($\omega=\omega_0$)时，谐振电路的输出电压是输入电压的Q倍，可见Q值是反映谐振电路性质的一个重要指标。MRI设备的RF线圈实际上由各种谐振电路组成，线圈也有Q值。Q值越大，频率选择性越好，但线圈的通频带随之变窄。一般应该选用Q值较大的线圈。

5. *填充因数* 填充因数$\eta$为被检体体积$V_S$与线圈容积$V_C$之比。$\eta$与线圈的SNR成正比，即提高$\eta$可提高SNR。因此，在线圈(软线圈)的结构设计中应以尽可能多地包绕被检体为目标。

6. *有效范围* 线圈的有效范围是指激励电磁波的能量可以到达(对于发射线圈)或可检测到RF信号(对于接收线圈)的空间范围。有效范围的空间形状取决于线圈的几何形状。有效范围越大，SNR越低。

**(三)射频线圈的种类**

MRI设备中使用的射频线圈种类较多，可按不同方法分类。

1. *按功能分类* 按功能射频线圈可分为发射线圈、接收线圈和两用线圈。大部分表面线圈都是接收线圈，四肢线圈有用接收线圈的、也有用两用线圈的。体线圈和头线圈常采用两用线圈。线圈与被测组织的距离越近，信号越强，但观察范围越小。接收线圈的形状和结构差别也很悬殊。

2. *按适用范围分类* 根据线圈作用范围的大小可将其分为全容积线圈、部分容积线圈、表面线圈、体腔内线圈、相控阵线圈五类。

(1)全容积线圈：全容积线圈是指能够整个地包容或包裹一定成像部位的柱状线圈，主要用于大体积组织或器官的大范围成像，如体线圈和头线圈。体线圈套装在磁体孔洞内，成为磁体的一个组成部分。

(2)表面线圈：表面线圈是一种可紧贴成像部位放置的接收线圈，其常见结构为扁平型或微曲型。表面线圈场强的不均匀直接导致了接收信号的不均匀，在影像上的表现是越接近线圈的组织越亮，越远离线圈的组织越暗。软表面线圈是近年来出现的新型线圈，在线圈放置时有最大的自由度。表面线圈主要用于表浅组织和器官的成像。

(3)部分容积线圈：部分容积线圈是由全容积线圈和表面线圈两种技术相结合而构成的线圈。这类线圈通常有两个以上的成像平面。

(4)体腔内线圈：体腔内线圈是近年来出现的一种新型小线圈。使用时须置于人体有关体腔内，以便对体内的某些结构实施高分辨成像。从原理上来说，体腔内线圈仍属表面线圈。

(5)相控阵线圈：相控阵线圈是由两个以上的小线圈或线圈单元组成的线圈阵列。这些线圈可彼此连接，组成一个大的成像区间，使有效空间增大；各线圈单元也可相互分离。每个线圈单元可作为独立线圈应用。

3. *按极化方式分类* 常用的线圈按其极化方式的不同可分为线(性)极化和圆(形)极化

两种方式。线极化的线圈只有一对绕组,相应射频场也只有一个方向。而圆形极化的线圈一般被称为正交线圈。它的两个绕组工作时接收同一 NMR 信号,但得到的噪声却是互不相干的。这样,如果对输出信号进行适当的组合,就可使线圈的信噪比提高,故正交线圈的应用非常广泛。

4. 按绕组形式分类 根据所用绕组或电流环的形式,射频线圈又可分为亥姆霍兹线圈、螺线管线圈、四线结构线圈(鞍形线圈、交叉椭圆线圈等)、STR 线圈(管状谐振器)和笼式线圈等多种形式。螺线管线圈和鞍形线圈是体线圈的主要形式。螺线管线圈主要用于横向磁场的磁体中,鞍形线圈用于纵向磁场的磁体中。

**(四)对射频线圈的要求**

对射频线圈的要求主要包括以下几个方面:①RF 线圈对谐振频率要有高度的选择性,即严格谐振在氢质子的共振频率上;②必须有足够大的线圈容积(成像空间),产生的 $B_1$ 射频场在整个容积内要尽可能均匀;③从几何结构上要保证线圈具有足够的填充因数,线圈本身的信号损耗要小;④能经受一定的过压冲击,即具备自保护电路;⑤在被检体上的射频功率沉积要少,要考虑到线圈的发射效率并进行必要的射频屏蔽。

1. 线圈的调谐 线圈的失谐主要是由负载和磁体两方面原因造成的:当线圈加载(即成像体置入线圈)后,它的谐振频率会降低。其次,线圈一进入磁体,它的等效电感就会变小。因此,每次成像之前都要调谐。调谐分自动调谐和手动调谐两种,手动调谐只在个别线圈中使用。调谐一般通过改变谐振回路中可变电容的电容值或变容二极管的管电压(从而改变其电容值)两种方式来实现。

2. 线圈系统的耦合 当线圈系统工作在表面线圈模式时,由于分别进行激励和信号接收的体线圈和表面线圈工作频率相同,二者之间极易发生耦合。如果体线圈发射的大功率射频脉冲被表面线圈接收,则可能出现两种严重后果:一是由于感应电流太大而使表面线圈烧毁;二是可能使病人所承受的射频能量过大。可见,体线圈和表面线圈之间一旦形成耦合,危害就很大,必须设法及时去耦。若为线极化的体线圈,只需对表面线圈的几何形状进行一番调整,使其表面与体线圈相垂直即可。若为圆形极化的体线圈,无论如何设置表面线圈的方向,二者之间的耦合都是无法去除的,须采用电子开关的方式进行动态去耦。所谓动态去耦,是指在扫描序列的执行过程中,根据体线圈和表面线圈分时工作(即发射时不接收、接收时不发射)的特点,给线圈施以一定的控制信号,使其根据需要在谐振与失谐两种状态下转换的方案。即射频脉冲发射时,要使体线圈谐振、表面线圈失谐;在射频接收阶段,则要使体线圈失谐,表面线圈谐振。

**(五)常见的射频线圈**

1. 螺线管线圈 无限长螺线管线圈内产生的磁场是均匀的,螺线管线圈产生轴向的 RF 磁场用在横向磁场的磁体中。

多匝螺线管线圈工作频率较低,包容组织多,故噪声也大;单匝螺线管线圈由整块薄导体板材卷成有缝圆筒状。单匝螺线管线圈电感极小,当长度为电磁波半波长的整数倍时,将有驻波谐振发生。

2. 四线结构线圈 四线结构线圈产生横向的 RF 磁场用在纵向磁场的磁体中。可分为四线线圈和鞍形线圈。

3. 笼式线圈(鸟笼线圈)

（1）低频笼式线圈：低频笼式线圈的 N 个电容对称地接在两个端环之间，连接电容和端环的导线称为笼式线圈的列线，如图 16-22 所示。

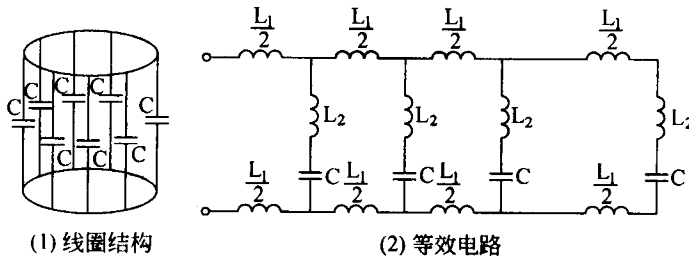



图 16-22　低频笼式线圈(N=8)

（2）高频笼式线圈：高频笼式线圈的 N 个电容则等距地串接在两个端环上，且每个电容两端均有列线相连，如图 16-23 所示。

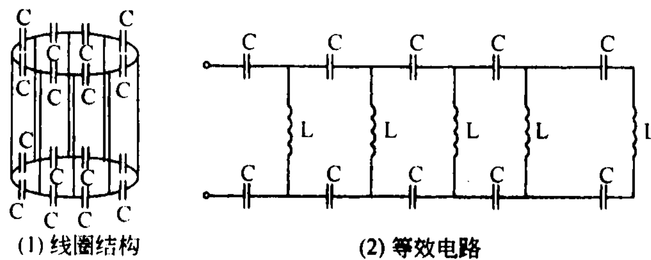



图 16-23　高频笼式线圈(N=8)

## 三、射频脉冲发射系统

射频脉冲发射系统的功能是在射频控制器的作用下，提供扫描序列所需的各种射频脉冲。MRI 中常用的射频脉冲有 90°和 180°两种。但在各种小角度激励中，还可能用任意角度的脉冲进行 RF 激发。因此，射频发射系统实际上能够产生任意角度的射频脉冲。在射频发射电路中，是通过连续调整 $B_1$ 的幅度来改变 RF 脉冲翻转角度的。

射频脉冲发射系统由振荡器、频率合成器、放大器、波形调制器、终端发射匹配电路及 RF 发射线圈等组成，如图 16-24 所示。

1. **射频振荡器**　它是一种能产生稳定频率的振荡器，为发生器提供稳定的射频电源，为脉冲程序器提供时钟。对 50Ω 标准电阻输出电压为 1Vp-p，其稳定性一般是 0.1ppm 或者 0.01ppm。

2. **频率合成器**　在 MRI 设备中，需要用到几种频率的射频信号。发射部分需要一路中频信号和一路同中频进行混频的信号；接收部分需要用到两路具有 90°相位差的中频信号和用以混频的一路射频信号；同时整个射频部分的控制还要一个共用的时钟信号。所有这些信号都要求稳定度好、准确度高。这样的信号一般采用频率合成器来完成。

3. **RF 波形调制器**　调制器的作用是产生需要的波形，它受脉冲生成器所控制，当脉冲程

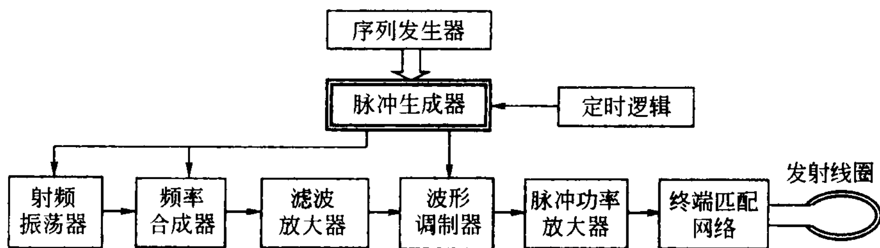



**图 16-24　射频脉冲发射系统构成框图**

序送来一个脉冲时，控制门就接通，而在其他时间都断开。在这一过程中，RF 脉冲序列的所需波形，还要经过多级放大，使其幅度得以提高。

4. *脉冲功率放大器*　射频脉冲发射系统的最后一级为功率放大级，通过一个阻抗匹配网络输入到射频线圈发射一定功率的射频波。脉冲功率放大器是射频发射系统的关键组成部分，一般要求能够输出足够的功率（10kW）、一定宽度的频带（35～75MHz），非常好的线性和瞬时工作能力。

5. *阻抗匹配网络*　阻抗匹配网络起缓冲器和开关的作用，特别是两用线圈，必须通过阻抗匹配网络的转换。射频发射时，它建立的信号通路阻抗非常小，使线圈发射脉冲磁场；射频接收时，它建立的信号通路阻抗非常大，建立信号电压。

## 四、射频信号接收系统

当射频脉冲关断后，磁化强度矢量将回到其初始的平衡位置，射频接收系统的功能是在接收线圈中感应出一个 FID 信号，这个信号由耦合电路进入前置放大器、接收门、中频放大器，检波器得到 FID 信号，再进行低放和滤波。如图 16-25 所示。由于从接收线圈（Q 值要高）感应出的氢核发射信号只有 μV 的数量级，提取如此微弱的信号是射频接收器的关键。

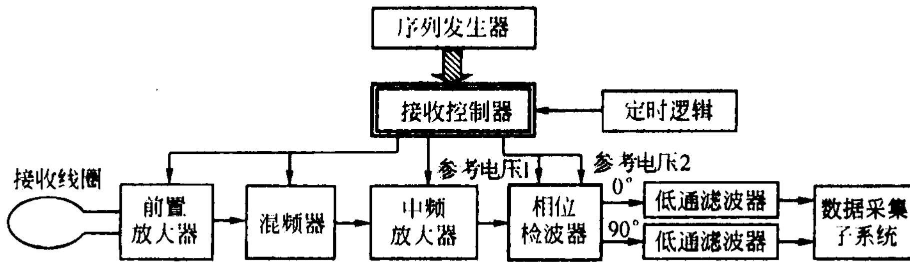



**图 16-25　射频信号接收系统**

1. *前置放大器*　前置放大器是射频接收单元的重要组成部分。从接收线圈中感应出的 FID 信号的功率非常微弱，这就要求它既要有很高的放大倍数，又要有很小的噪声。即前置放大器要对 1μV 以下的信号发生反应。同时，在工作频率附近要求有较为平坦的频率响应，并在很大范围有好的线性放大特性。在放大器的安全性能方面，它至少应能接受 1V 左右的过

载，且过载后可在 1μS 以下的时间内迅速恢复。

2. 接收控制门　它是一个电子开关，其作用是在射频发射时关闭接收门，以防止在发送射频脉冲期间信号泄漏到射频接收系统。

3. 混频器　信号经前置放大器放大后到达混频器。为了提高放大器的灵敏度与稳定性，多采用了外差接收的方法，使信号与本机振荡混频后产生一个中频信号，即将 RF 信号转换至较低的中间频率上，信号经中频放大器进一步放大后送往相敏检波器。

4. 相敏检波器　相敏检波又叫正交检波。对于频率和相位均不同的信号，相敏检波电路有很高的选择性。由二维傅里叶成像原理可知，MR 信号中的频率和相位特性代表了体素的空间位置信息，为了在影像重建时能够还原出体素的空间位置信息，必须在信号采样前用硬件的办法将二者加以区分，这就是采用相敏检波的原因。

检波电路的作用就是将交流信号变为脉动的直流信号，其输出信号的幅值与交流信号之幅值成正比，且这种检波器都是由非线性元件组成的。相敏检波电路是一种特殊的检波电路，它输出的直流信号除了反映输入交流信号的幅值外，还能反映它同参考电压之间的相位差。

在 MRI 的射频接收系统中，一般采用两个上述的相敏检波电路进行相位检测。在这两个相敏检波电路的输入端分别馈入与信号有 0°和 90°相位差的参考电压，就可在输出端分别得到实部和虚部信号。

5. 低频放大器与低通滤波器　检波输出的低频信号均为零点几伏，频带范围在零到几万赫兹，而 MR 信号在 A/D 转换时需要约 10V 左右的电平。因此，需由低频放大器对此低频信号进行放大，同时加低通滤波器衰减信号频率范围之外的频率成分。

## 第六节　信号采样与量化

数据采集是指对相敏检波后的两路信号分别进行 A/D 转换，使之成为离散数字信号的过程。这些数字信号经过累加及变换处理后就成为重建影像的原始数据。在 MRI 设备中，射频系统和数据采集系统的工作原理与脉冲傅里叶变换波谱仪基本相同，因而这两个系统又被合称为谱仪系统（测量系统）。

### 一、信号采样和采样保持

MR 信号（FID 或回波）是随时间连续变化的信号，属模拟信号。这种信号经 A/D 转换器转换成数字信号送入计算机做进一步的处理，例如累加、运算、变换和存储等。A/D 转换可分为采样和量化两个步骤。

#### （一）信号采样

采样就是把输入信号某一瞬间的数值毫无改变地记录下来，也就是把一个连续时间函数的信号，用一定时间间隔的离散函数来表示。

著名的奈奎斯特采样定理表明，为了使模拟信号在通过采样器后的数字化信号不致失真，采样频率 $f$ 必须高于或至少等于被采样信号最高频率的两倍。MR 信号的频谱取决于梯度磁场和层面的大小。目前全身 MRI 设备中使用的梯度场多在 1～10mT/m 之间，相应的信号频率为 12～120kHz。因此，采样频率应在 24～240kHz 以上，A/D 芯片的变换速度应满足高速率（400kHz 以上）的要求。

**(二)频率分辨率**

采样信号的频率分辨率是指采样频率与采样点数之比。在时域中采样点的多少与输出信号频谱之间的关系,如图 16-26 所示。

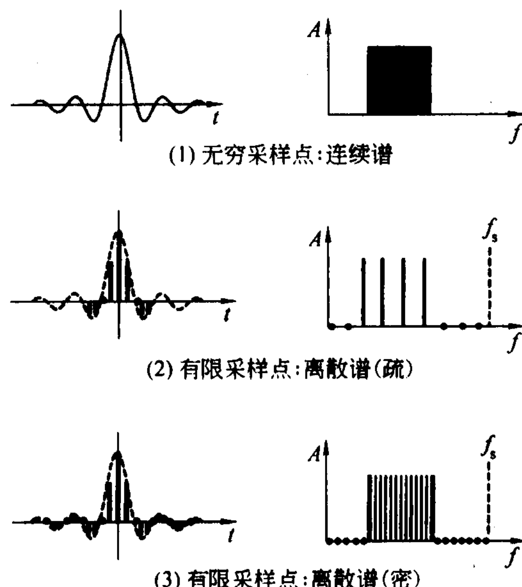



**图 16-26 采样信号的频率分辨力**

采样得到的是离散谱,采样点数越少谱线越疏,采样点数越多谱线越密。采样点数及采样频率共同决定了采样信号的频率分辨率。在 MRI 设备中,信号的采样点数由扫描矩阵在频率编码方向上的矩阵元素数所决定,这一数值实际上体现了该方向上的空间分辨率。

**(三)采样保持电路**

在 A/D 转换过程中,采样值的量化(数字化)需要花费一定的时间。采样保持是指把采样瞬间的信号值记录保持,以免信号的幅值在量化过程中发生变动。这样,输入连续信号在经过采样又经过保持之后,所得到的是一系列平顶脉冲信号。

图 16-27 是运算放大器组成的采样保持电路。图中的 $G_1$ 和 $G_2$ 为两个结型场效应管开关,它们分别在控制脉冲 $Cp_1$ 和 $Cp_2$ 的作用下导通和关断。当 $Cp_1$ 处于高电位时 $G_1$ 导通,处于低电位时 $G_1$ 截止。采样开始后,$Cp_1$ 下降到低电位,电容 $C_1$ 由流经电阻 R 的电流积分,使电压 $Uc_1$ 逐渐增大。经过时间 $\Delta t_1$ 后,该电压为 $Uc_1$,这时控制脉冲 $Cp_2$ 出现,$Cp_2$ 由低电位上升到高电位,使 $G_2$ 导通,电压 $Uc_1$ 便传输到保持电容 $C_0$ 上。在 $Cp_2$ 持续期间 $C_0$ 上的电压保持不变并经过运算放大器输出到后面的 A/D 转换器进行量化。电容器 $C_1$ 在这期间放电,为下次积分取样作好准备。

## 二、量化和量化误差

量化就是把采样后成为不同幅度断续脉冲的 MR 信号以数字值来表示的过程。在量化过程中必定会引入量化误差,量化数字值级数分得越细,引入的误差就越小,成像亮度的灰度

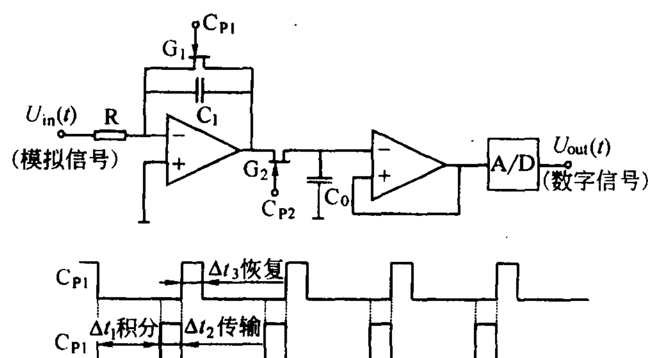



图 16-27　采样保持电路的工作原理

级数就多，A/D 转换的精度就越高。但是量化数字值级数分得越细，会增大数据的位数，这将增加计算量和对芯片变换速度的要求。一般在 MRI 设备中，信号量化级数为 16 位数字信号，取值为 15 536 级。

## 三、信号采集系统的构成

A/D 转换的过程可分为采样和量化两个步骤，它们的快慢都影响 A/D 转换的速度，A/D 转换器一般输出 16 位转换精度的二进制数据，这些数字信号经数据接口被送往接收缓冲器等待进一步处理。上述每一个过程都是在序列发生器以及有关控制器的作用下完成的。信号采集系统的组成，如图 16-28 所示。

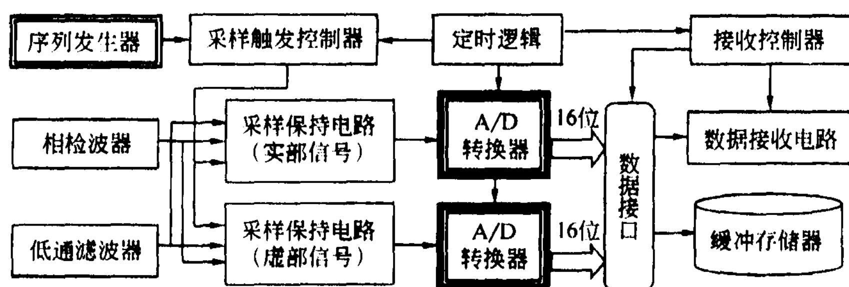



图 16-28　信号采集系统构成框图

# 第七节　计算机影像重建与控制系统

各种规模的计算机、单片机、微处理器，构成了 MRI 设备的控制网络。信号处理系统可采用高档次微型机负责信号预处理、快速傅里叶转换和卷积反投影运算。微机负责信息调度（如人机交互等）与系统控制（如梯度磁场、射频脉冲等）。

## 一、主计算机系统

1. 功能　主要是控制用户与磁共振各系统之间的通信，并通过运行扫描软件来满足用户的所有应用要求。即主计算机有扫描控制、病人数据管理、归档影像（标准的网络通讯接口）、评价影像以及机器检测（包括自检）等功能。目前 MRI 设备多采用高档微机，其成像速度主要决定于测量系统和影像处理系统的运行速度。

MRI 扫描中，用户进行的活动主要有病人登记、扫描方案制定、扫描控制以及影像调度（显示及输出）等。这些任务都要通过主计算机的控制界面（键盘、鼠标器）来完成。序列一旦开始执行，控制权就交给了测量控制系统，此后便可在主计算机上进行其他操作。

2. 组成　主计算机系统由主机、磁盘存储器、光盘存储器、控制台、主影像显示器（主诊断台）、辅助影像显示器（辅诊断台）、影像硬拷贝输出设备（多幅照相机或激光相机）、网络适配器以及测量系统的接口部件等组成。主影像显示器通常又是控制台的一部分，用于监视扫描和机器的运行状况。

## 二、主计算机系统中运行的软件

1. 主计算机与测量系统的关系　MRI 设备主计算机与测量设备之间的关系，如图 16-29 所示。整个 MRI 设备可分为用户层、计算机层、接口层和测量系统层等四层。从控制的角度看，又将它分为软件和硬件两层。应用软件总是位于最顶层，它通过操作系统等系统软件与主计算机发生联系，从而控制整个 MRI 设备的运行。

2. 系统软件　系统软件是指用于计算机自身的管理、维护、控制和运行，以及计算机程序的翻译、装载和维护的程序组。系统软件又可分为操作系统、语言处理系统和常用例行服务程序等三个模块，其中操作系统是系统软件的核心。

操作系统是由指挥与管理系统运行的程序和数据结构组成的一种大型软件系统，它具有作业处理和实时响应的能力。其目的是把计算机内所有的作业组成一个连续的流程，以实现全机操作运行管理的高度自动化。常用的操作系统有 Linux，UNIX 和 Windows 等，均为多用户的操作系统。

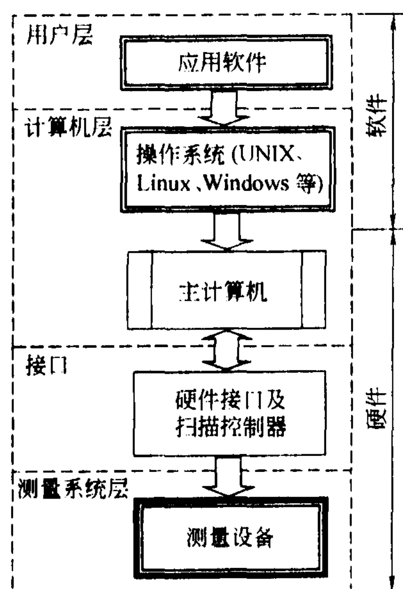



图 16-29　主计算机与测量设备的关系

3. 应用软件　应用软件是指为某一应用目的而特殊设计的程序组。在 MRI 主计算机系统中运行的应用软件就是磁共振成像的软件包。通常包括病人信息管理、影像管理、影像处理、扫描及扫描控制、系统维护、网络管理和主控程序等模块。

4. 应用软件的信息交换　应用软件从用户那里直接得到需求信息，将用户的请求转变为控制数据发往测量、控制设备，以便获得测量数据。最后根据用户的要求输出影像。

## 三、数据处理与影像重建

1. *数据处理* A/D 转换所得数据是关于信号的基本数据，不包括任何控制信息及标志信息，不能直接用来进行影像重建。它们在送入影像处理单元之前还需进行简单的处理，包括传送驱动、数据字的拼接和重建前的预处理等。常把未经处理的数据称为 ADC 数据、把经过拼接的带有控制信息的数据称为测量数据。通常还把在影像处理单元中经过预处理的测量数据称为原始数据。原始数据经重建后得到影像(显示)数据。

对 ADC 数据的处理首先是加入影像重建必须的标志信息，包括关于扫描行和列的信息、ADC 数据的类型(实部或虚部)、生理信号门控数据、层号等等。由于 ADC 数据不可压缩，在 MRI 设备中经常采用增加字长(实际为拼接)的办法扩充数据的信息容量。如 16 位的 ADC 数据上再拼接一个 16 位得到 32 位的测量数据，采用 32 位或 64 位的计算机来处理。

2. *影像重建* 其本质是对数据进行高速数学运算。影像重建可通过主计算机运行有关软件完成，由于运算量太大，重建的速度较慢。目前多用影像处理器来进行影像重建。在高速的影像处理器中，重建一幅影像的时间仅需 0.6ms。

影像处理器是专用的并行计算机。它通常由数据接收单元、数据预处理单元、高速缓存、算术逻辑部件、控制部件、直接存储器存取通道和傅里叶变换器等组成。在 2DFT 成像方法中，影像重建所进行的运算主要是快速傅里叶变换。傅里叶变换速度的快慢直接影响影像重建速度。采用自旋回波技术时，其取样频率为 200kHz，256 重复点取样时间为 1.28ms，实时处理要在此时间内完成快速傅里叶变换运算。其他成像方法对快速傅里叶变换运算速度要求在 10～1ms 之间。为了缩短时间，在 MRI 设备的影像处理器中广泛地采用了直接存储器存取(DMA)的数据传送方式，当 DMA 控制器从 CPU 取得控制权之后，接口与内存间便可直接进行数据交换，不经过 CPU。在 MRI 设备的影像处理器中广泛地采用了 DMA 数据传送方式。测量数据成为标准的原始数据格式后，每幅影像应该对应两个原始数据矩阵(实部、虚部)，分别进行行和列两个方向的快速傅里叶变换，还原出带有定位信息的影像矩阵，再对这两个矩阵的对应点取模，得到一个模矩阵。矩阵中元素值的大小正比于每个体素 MR 信号的强度，用其作为亮度值就得到了所需的影像。

## 四、影像显示

影像重建结束后，磁共振影像的数据立刻被送入主计算机系统的硬盘中，按用户的要求从硬盘读出，并以影像的形式显示，供医生观察。影像的显示不仅限于当前病人，在会诊或进行回顾性研究时还可以调出以前的影像。影像显示要快速，命令一输入，影像立刻就展现在屏幕上。此外，在显示影像过程中，经常要进行影像的缩放、窗宽、窗位的调节、标注说明性的字符和数字等操作。影像发生器将影像的缓存、变换等合为一体，使影像的显示得以加快。

# 第八节 超导及低温系统

超导磁体不仅场强高，其稳定性也是无与伦比的。目前，较高场强(0.5T 以上)的 MRI 设备均采用了超导磁体。因此，本节介绍一些与超导电性、低温有关的知识。

## 一、超导性与超导体

### (一)超导电性

1911 年,荷兰物理学家昂尼斯发现当水银被冷却到液氦温度时,其电阻急剧下降为零。电阻的突然消失意味着物质已转变为某种新的状态,并将电阻突然“消失”的现象称为超导电性,简称超导性。为此,昂尼斯获得了 1913 年的诺贝尔物理学奖。

具有超导性的物质就是超导体。超导体从呈现一定电阻的正常态转变为电阻为零的超导态时所处的温度,称为临界温度($Tc$)。一般金属的 $Tc$ 极低。如水银的 $Tc$ 为 4K,锡的 $Tc$ 仅 3.7K。超导物理学中将临界温度在液氮温区以上的超导体统称为高温超导体。可以预见,随着科学技术的不断发展,常温超导材料将来也会出现。

### (二)超导体的基本性质

1. *完全导电性* 超导态是以零电阻为特征的。物理学上把物质进入超导状态后电阻为零的性质称为完全导电性。完全导电性是对直流而言的,超导体在超导态时的直流电阻是零,目前尚无确切的证据表明超导体具有有限的电阻。但在交流情况下,超导体不再具有超导电性,它将出现能量损耗。温度愈接近 $Tc$、交流电的频率愈高,其损耗就越显著。

2. *完全抗磁性* 给处于超导态的某物体外加一磁场,磁感应线将无法穿透该物体,即保持超导体内的磁通为零,称为完全抗磁性。由于完全抗磁性首先由迈斯纳(Meissner)发现,它又被称为迈斯纳效应。

除了上面讨论的两个基本性质之外,超导体还有其他许多性质,例如比热跃变、放射性核素效应、能隙、非平衡超导电性、磁通量子化、隧道效应和相干长度等等。

### (三)超导材料的主要指标

1. *临界温度($Tc$)* 临界温度又称转变温度,是指超导体电阻发生突变时的温度。临界温度是物质的本征参量。物质不同,其 $Tc$ 值也不同。值得指出的是,类似于水银和铌(Nb)这样的金属,它们在常温下电阻很大,但在液氦温度下却呈现出超导性。

2. *临界磁场($Hc$)* 当外加磁场达到一定数值时,超导体的超导性即被破坏,物质从超导态转变为正常态。由此可见,超导体只有在临界温度和临界磁场下才具有完全抗磁性和完全导电性。

3. *临界电流($I_C$)* 理论上,电阻为零的金属就应该在很小的截面上通过无穷大的电流。其实不然,在一定的温度和磁场下,当样品中的电流达到某一数值后超导性也会遭到破坏,这一数值就是人们常说的临界电流。超导物理中还把每平方厘米截面上可通过的最大电流值叫做临界电流密度,用 $I_C$ 表示。

### (四)超导材料的应用

超导电技术的应用分为强电应用和弱电应用。超导强电应用的物理基础是超导体的零电阻性(无焦耳热损耗)及他在强磁场中具有的极高电流密度(大于 $10^5 A/cm^2$)。超导强电应用主要有超导磁体、磁悬浮、磁分离、高能物理实验、受控热核反应、磁共振成像、超导电子器件等;超导弱电应用主要体现在以约瑟夫逊效应为基础而建立的极灵敏的“超导结电子学”电子测量装置中。

## 二、低温技术

### (一)致冷与制冷

在超导MRI设备中，要使磁体线圈在超导状态下运行，需要有一个高度真空的低温容器，该低温容器的温度又是由特定的低温流体(液氮和液氦)来维持的。目前，广泛使用两种方法来获得它需要的低温环境，一种是用低温致冷剂(液氮和液氦)的自然挥发为代价来吸收漏入磁体的部分热量的方法，称为“致冷”；另一种是通过磁体冷却系统提供的冷量来维持冷屏低温的方法，称为“制冷”。

制冷是利用各种技术人工制取低于周围环境的温度。人工制冷须借助专门的制冷装置，如冰箱、冷柜和各种专用的制冷设备等。MRI设备的磁体冷却系统是以氦为制冷工质的制冷设备。这些低温流体的运输、贮存、灌装、氦回收和液化等过程均与低温技术有关。

### (二)低温

和物理学中“低温”(81K以下)的概念不同，制冷技术中的“低温”是指只要低于环境温度就称之为低温。其温度范围从普通液态制冷剂相关联的温度(300K左右)到与液氦制冷相关联的温度(mK)。因此，制冷技术中还将上述的低温范围分为普冷(30～120K)、深冷(120K以下)和超低温(0.3K以下)几个温度段。目前已经能够获得超低温达到了$10^{-5}$～$10^{-6}$K接近所谓“绝对零度”(－273.15℃)。

### (三)氦及其性质

氦(He)是惰性气体，有$^{3}$He和$^{4}$He两种同位素，超导MRI设备中使用的液氦以$^{4}$He为主。

1. *氦的来源* 有些地区的天然气中氦的含量较高，个别甚至高达1%～2%以上。因此，目前全世界生产的氦绝大多数都是从富氦天然气中提取的。

2. *氦的用途* ①液氦作为低温致冷剂，大量地用于超导磁体、超导电性和超导材料研究等许多需要超低温的场合；②氦是一种良好的低温制冷剂，用氦作工质的制冷技术可以获得上至100K左右、下至mK级的低温。由于氦资源的稀少，它的价格还是相当贵的，是超导MRI设备磁体运行费用高的主要原因。

### (四)液氮及其性质

氮是一种化学性质不活泼的元素，故可作为安全的致冷剂。氮的原子量为14.006 7，正常沸点是77.35K。

1. *液氮的来源* 氮气是作为空气分离法制氧的副产品而获得的，价格非常便宜。

2. *液氮用途* 在超导MRI设备中，除了液氦以外，常用的致冷剂还有液氮。与液氦相比，液氮是一种廉价的致冷剂。由于它的临界温度较高，在MRI设备中一般只作辅助致冷剂使用。超导磁体的低温容器一般由外层的液氮杜瓦和内层的液氦杜瓦等结构组成。液氮杜瓦中的液氮给磁体提供初步的低温环境，以减少内层液氦的挥发。另外，在磁体的安装阶段，常常需消耗数千升的液氮使液氦容器内的温度预冷至78K左右，然后再充液氦，这样可以节省大量液氦。

### (五)氦制冷

1. *压缩制冷循环的基本过程* MRI磁体冷却系统采取压缩制冷方式。压缩机是整个制冷系统的核心。压缩制冷可分为下述四个基本过程：①蒸发过程；②绝热压缩过程；③冷凝过

程;④绝热膨胀过程。

2. 氦制冷　氦是一种良好的低温制冷剂,用它可以获得上至100K左右,下至3K级的低温。氦制冷可分为下述五种类型:气体膨胀制冷、氦制冷机制冷、液体抽气蒸发制冷、$^3He$压缩制冷和$^3He$-$^4He$稀释制冷。应用氦气膨胀制冷的制冷机和设备种类较多,其中主要是各种类型的气体制冷机等,用这些制冷设备可以得到100～3K的低温。使用高纯度氦气(99.999%)的液氦压缩机的工作流程,如图16-30所示。

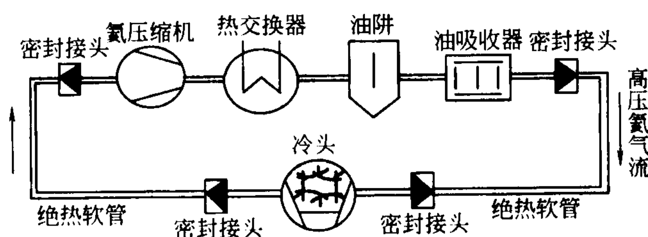



图16-30　液氦压缩机工作流程图

经冷头返回的低压氦气(约700kPa),压缩后的氦气压力升高(约2 200kPa),同时温度也变得非常高。紧接着该高温高压氦气流被驱往热交换器,并在其中与逆流的冷水交换热量,使温度骤降,将低温高压氦气中的油雾净化滤除,得到低温、高纯、高压的氦气制冷工质,此后该气流便通过密封保温软管直达位于磁体上面的冷头,并在那里节流,使其迅速膨胀而产生冷头所需要的冷量(从周围环境吸热),膨胀以后的氦气(低温、低压氦气)又被送回制冷循环的输入端,开始下一个流程。

3. 氦压缩制冷机与磁体冷头的关系　超导磁体的低温真空容器中分别设置了20K和77K两个冷屏,以有效地减少致冷剂挥发。但是,如果没有冷头提供的冷源,冷屏的作用就得不到发挥。氦压缩制冷机、磁体冷屏和冷头三者之间的关系,如图16-31所示。

冷头被镶入液氮容器中,其下端须在20K冷屏上,中部与77K冷屏充分接触(冷头体在磁体外部)。冷头工作时,氦压缩机提供的高压氦气在这里突然膨胀,温度变低。这时,冷头的特殊结构(座入冷屏式结构)便可使两个冷屏得到不同的冷却温度。

实际上,磁体冷头就是氦压缩制冷机的负载,如果将冷水机组也算在内,整个磁体的冷却系统是由三级的级联冷却来实现的,即冷水机提供一定温度的冷水使氦制冷机的高压氦气得以冷却;氦制冷机又作为冷源,通过膨胀氦气使冷头温度骤降;冷头的低温在两个冷屏上的传播最后使磁体得到预期的冷却。上述三级中任一环节出现故障,都会导致整个磁体冷却系统的瘫痪,从而使致冷剂的挥发量成倍增长。

## 三、超导环境的建立与失超保护

同常导型磁体一样,超导型磁体也由线圈中的电流产生磁场。铌-钛与铜的多丝复合线的超导温度为4.2K(−268.8℃),超导线圈必须浸泡在液氦里才能保证其正常工作。

### (一)超导环境(深冷)的建立

MRI磁体超导环境的建立通常需要下述步骤:

1. 真空绝热层　环形真空绝热层是超导磁体的重要保冷屏障,其保冷性能主要决定于它

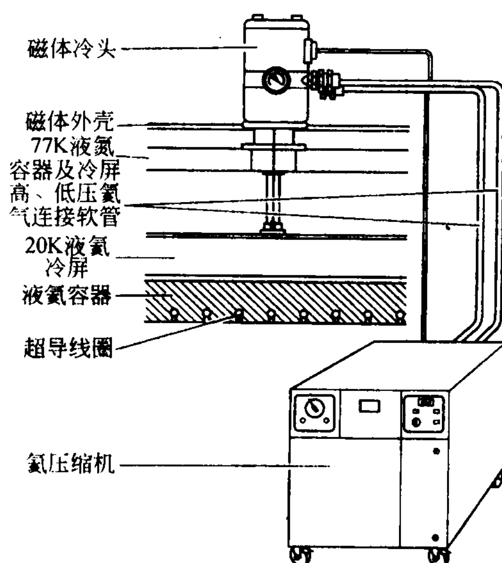



图16-31 氦制冷机、磁体冷屏和冷头的关系

的真空度。先用扩散泵或离子泵抽吸至10Pa以下，然后改用涡轮分子泵抽至约0.001Pa。即：真空度大约为99.999 999%。

2. *磁体预冷* 磁体预冷是指用致冷剂将液氮、液氦容器内的温度分别降至其工作温度的过程。磁体预冷常常需要消耗大量的液氮和液氦。

3. *超导环境的建立* 所谓超导环境，简单地说就是建立4.2K的液氦温度。在这一温度下，超导线圈将实现从正常态至超导态的转变。通过上面的预冷过程，液氦容器内温度已初步降至4.2K，在磁体液氦容器中灌满液氦。

**（二）励磁**

励磁又叫充磁，是指超导磁体系统在磁体电源的控制下逐渐给超导线圈施加电流，从而建立预定磁场的过程。励磁一旦成功，超导磁体就将在不消耗能量的情况下，提供强大的、高度稳定的匀强磁场。励磁时遵循从小到大、分段控制的电流投入原则。励磁结束后，就可通过超导开关切断供电电源，此后强大的电流便在超导线圈中永无休止地流动起来，从而产生高稳定度的磁场（持续电流模式）。

**（三）持续电流开关**

超导磁体充磁时，电流到了预定的数值就要适时切断供电电源，去磁时又要将磁体储存的能量快速泄去。超导磁体中实现这一特殊功能的设备就是持续电流开关，持续电流开关又叫磁体开关。其原理如图16-32所示。

磁体对外可接三对引线，即磁体电源线、感应电压检测线和加热器引线。励磁时，给加热器通电使其发热，a-b线失去超导性，这时充磁电流只能流过磁体线圈L；电流达预定值后切断加热器电源，超导线a-b再次进入超导态，磁体线圈L被a-b线所短接，线圈内部的闭环电流通路形成。此后就可关闭供电电源、卸掉磁体励磁的电流引线即可。

**（四）失超及其保护**

失超就是超导体因某种原因突然失去超导特性而进入正常态的过程。失超和磁体去磁是

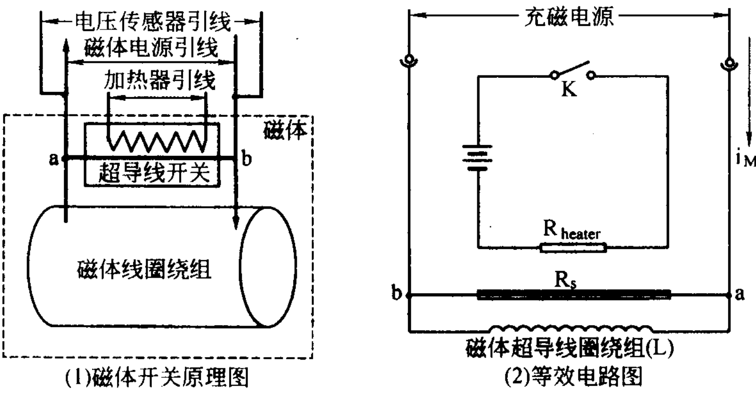



**图 16-32　有持续电流开关和可卸电流引线的磁体回路**

两个完全不同的概念，去磁只是通过磁体的特殊电路慢慢泄去其储存的巨大能量（一个 1.5T 的磁体在励磁后所储存的磁场能量高达 5MJ），使线圈电流逐渐减小为零，但线圈仍处于超导态。失超后不仅磁场消失，而且线圈失去超导性，会将电磁能量转换为热能。失超开始点总要经受最高温升，此局部温升既可破坏线圈的绝缘，又可熔化超导体，严重时将破坏整个磁体。失超保护是十分必要的，常用的保护方法有外电阻保护法和分段保护法。如图 16-33 所示，是分段保护法电路。

分段保护技术用并联电阻的方法为电流提供了外加的途径。图中的磁体线圈 L 被分成 $L_1$，$L_2$ 两段，每一段上并联一个电阻。正常情况下失超电阻 $R_{Q1}$，$R_{Q2}$ 均为零，线圈电流不经过并联电阻 $R_1$ 和 $R_2$，显然，$I_1=I_2=I_3$。如果某一时刻下面一段线圈即 $L_1$ 发生失超，则出现 $R_{Q1}\neq 0$（$R_{Q2}$ 仍为零），这一结果导致 $I_1$ 的衰减和 $I_2$ 通过 $L_2$，$R_1$ 支路的分流，从而使这部分磁能得以泄放。实际使用的是多段分段保护电路。

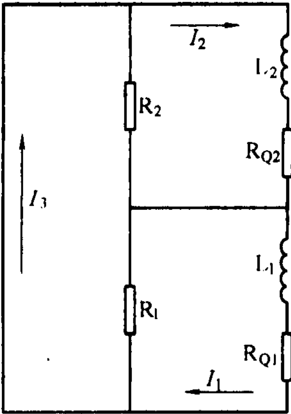



**图 16-33　分段保护法磁体保护电路**

分段保护法具有廉价、简单、实用和不依赖任何机械装置的特点，它既能大大减小失超时磁体的内部电压，又不产生外部电压，电路还与线圈的结构无关。因此，如果分段足够多的话，电路的保护效果比较理想。分段保护法的缺点是由于并联电阻的存在，励磁时可能消耗部分能量从而增加液氦的消耗量。

# 第九节　磁场的屏蔽

## 一、磁场与环境的相互影响

### （一）等高斯线图

MRI 磁体所产生的磁场，向空间各个方向散布，称为杂散磁场。它的强弱与空间位置有

关，随着空间点与磁体距离的增大，杂散磁场的场强逐渐降低。杂散磁场是以磁体原点为中心向周围空间发散的，因而具有一定的对称性，常用等高斯线图来形象地表示杂散磁场的分布。等高斯线图是由一簇接近于椭圆的同心闭环曲线表示的杂散磁场分布图。图中每一椭圆上的点都有相同的场强（以往用高斯表示），故称为等高斯线。由于不同场强磁体的杂散磁场强弱不同，对应的等高斯线也就不同。如图 16-34 是两种磁体（1.5T，2T）的 5 高斯线图。

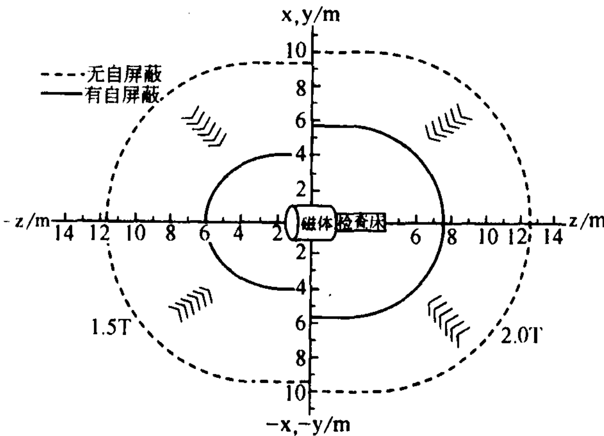



图 16-34 两种磁体（1.5T 和 2.0T）的 5 高斯线图

### （二）磁场对环境的影响

当杂散磁场的场强达到一定程度时，就可能干扰周围环境中那些磁敏感性强的设备，使其不能正常工作。即 MRI 对环境存在磁影响。这种影响通常在 5 高斯线内区域非常明显，而在 5 高斯线以外区域逐渐减弱。因此，在 MRI 磁体的 5 高斯线处应设立醒目的警示标志。表 16-2 为各种设备与磁体的最近安全距离。

表 16-2 各种设备与磁体的最近安全距离

| 设备种类 | 最大磁场强度(mT) | 距磁体中心的一般最小安全距离(m) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | 0.15T | 0.5T | 1.0T | 1.5T | 2.0T |
| 信用卡、磁盘、照相机等 | 3 | 4 | 5 | 6 | 6.5 | 9 |
| 电视系统、影像显示器等 | 1 | 5 | 7 | 9 | 10 | 13 |
| 心脏起搏器 | 0.5 | 6 | 8 | 11 | 12 | 15 |
| 影像增强器、γ 照相机、X-CT3 | 0.1 | 12 | 16 | 20 | 23 | 25 |

### （三）环境对磁场的影响

磁体周围铁磁环境的变化会影响磁场的均匀程度。这些因素统称为磁场干扰。它可分为静干扰和动干扰两大类：建筑物中的钢梁、钢筋等铁磁性加固物或建筑材料属于静干扰，一般可通过有源或无源匀场的办法加以克服。此外，要尽量对建筑物所有墙壁、地面、墙柱及磁体基座等结构中钢材的用量加以限制，不能超过 15kg/m$^2$。

移动、变化的磁场干扰源称为动干扰。常见的动干扰有两类，一类是移动的铁磁性物体，

如轮椅、小汽车等；另一类为可产生交变磁场的装置，如变压器等。它们对磁场的影响程度取决于各自的重量、距磁体的远近以及交变磁场的强弱。动干扰的特点是随机性的，很难补偿，更加有害。一般可允许的最大交变磁场干扰为 0.001 高斯。MRI 设备的常见磁场干扰源见表 16-3。

**表 16-3　MRI 设备的常见磁场干扰源**

| 干扰源 | 至磁体中心的最小安全距离(m) |
| --- | --- |
| 地板内的钢筋网 | >1 |
| 钢梁、支持物 | >5 |
| 轮椅、担架 | >8 |
| 大功率电缆 | >10 |
| 活动床、电瓶车、小汽车 | >12 |
| 起重机、大汽车 | >15 |
| 铁路、电车、地铁 | >30 |

## 二、主磁体屏蔽

为了尽量将 5 高斯线区域限于磁体室内，可以增加磁体室的面积和高度，同时广泛采用磁屏蔽来达到目的。

**(一)磁屏蔽**

磁屏蔽是用高饱和度的铁磁性材料来包容特定容积内的磁感线。它不仅可防止外部铁磁性物质对磁体内部磁场均匀性的影响，还能大大削减磁屏蔽外部杂散磁场的分布。增加磁屏蔽是一种极为有效的磁场隔离措施。

**(二)磁屏蔽的分类**

1. *有源屏蔽*　有源屏蔽是指由一个线圈或线圈系统组成的磁屏蔽。与工作线圈(内线圈)相比，屏蔽线圈可称为外线圈。这种磁体的内线圈中通以正向电流，以产生所需的工作磁场；外线圈中则通以反向电流，以产生反向的磁场来抵消工作磁场的杂散磁场，从而达到屏蔽的目的。如果线圈排列合理或电流控制准确，屏蔽线圈所产生的磁场就有可能抵消杂散磁场。

2. *无源屏蔽*　无源屏蔽使用的是铁磁性屏蔽体，即上面所说的软磁材料罩壳，它因不使用电流源而得名。根据屏蔽范围的不同，无源屏蔽又分为下述三种：

(1)房屋屏蔽：即在磁体室的四周墙壁、地基和天花板等六面体中镶入 4～8mm 厚的钢板，构成封闭的磁屏蔽间。用材数量多，费用高。

(2)定向屏蔽：若杂散磁场的分布仅在某个方向超出了规定的限度(如 5 高斯)，可只在对应方向的墙壁中安装屏蔽物，形成杂散磁场的定向屏蔽。

(3)铁轭屏蔽：是指直接在磁体外面周围安装铁轭(导磁材料)，作这磁通的返回路径的屏蔽方法，也称自屏蔽体。自屏蔽可以有板式、圆柱式、立柱式及圆顶罩式等多种结构形式。各种结构的设计都应以主磁场的均匀度不受影响或少受影响为目的。用这种方法能得到非常理想的屏蔽效果，再加定向屏蔽，就可能使主磁场的 5 高斯线完全限制在楼层高度之内。自屏蔽的缺点是其屏蔽体重量多达数十吨。

**（三）磁屏蔽材料**

磁屏蔽材料可以根据磁导率的高低粗略地划分为高磁导率及低磁导率两大类，分别以镍合金及铁合金(包括铁和钢)为代表。

高磁导率材料的特点是有很高的初始磁导率和最大磁导率，但高磁导率材料非常容易饱和，且它的温度敏感性高、难以处理，不适于制造大容量的磁体屏蔽体。

铁或钢的最大磁导率可以达到 5 000，对一般的磁屏蔽完全可以满足要求，使 5 高斯线区缩小至理想范围之内。现在大量采用相对便宜的、高磁饱和度的铁或钢来制作磁屏蔽体，调整其厚度可获得最大磁导率。

### 三、射频屏蔽

射频发射器按照拉莫尔频率发射 RF 脉冲，是磁共振的激励源，射频接收器则在质子的弛豫阶段接收磁共振信号。由于射频发射器的功率高达数千瓦，工作时产生的 RF 脉冲又处于电磁波谱的米波段，极易干扰邻近的无线电设备；另外，射频线圈接收的共振信号功率为纳瓦级，很容易受干扰而淹没。因此，MRI 的磁体室须安装有效的 RF 屏蔽。

常见的 RF 屏蔽用铜板或不锈钢板制做，并镶嵌于磁体室的四壁、天花板及地板内，以构成一个完整的、密封的 RF 屏蔽体。上述 6 个面之间的接缝应当全部叠压，并采用氩弧焊、无磁螺钉等工艺连接。地板内的 RF 屏蔽还需进行防潮、防腐和绝缘处理。需要强调的是，所有屏蔽件均不能采用铁磁材料制做。

磁体室门和墙壁间的屏蔽层要密切贴合，观察窗的玻璃面改用铜丝网或双层银网屏蔽体，其数目的选择要满足其孔径小于被屏蔽电磁波波长。电磁波的频率越高，要求铜网的孔径越小。进出磁体室的照明电源线、信号线等均应通过射频滤波器滤波(一般由 MRI 设备厂家提供)，以有效地抑制 RF 干扰。所有进出磁体室的送风管、回风口和氦气回收管等穿过 RF 屏蔽时必须通过相应的波导管。此外，整个屏蔽体须通过一点单独接地，其接地电阻要小于规定值。

屏蔽工程完成后，应邀请有关专业机构按国家标准对其质量进行检测。门、观察窗、波导管和滤波器周围要重点测试。总的要求是各墙面、开口处对 15～100MHz 范围内信号的衰减不低于 90dB。

## 第十节　MRI 设备的维护保养

### 一、维护原则

医用 MRI 设备根据类型和场强不同，其价格差异较大，属大型、贵重医疗设备。因此，日常的维护保养工作显得非常重要。其具体原则是：

1. 扫描期间保持恒温、恒湿，换新风装置工作正常。

2. 定期检查校准射频管工作特性曲线，确保射频管工作在最佳状态。

3. 定期检查校准磁体匀场，保证图像质量优质。

4. 常导磁体供电电源应确保稳压、稳流、通风散热情况良好；超导磁体应每日记录液氦消耗量。工作中每日均需确认保证液氦液面计工作正常。

5. 定期检查梯度冷水机和冷头冷水机，定期补充循环水量，确保冷水温度、压力、流量符合工作要求。

6. 日常工作中，应避免磁体内遗留金属物品，定期清理磁体扫描孔，清除杂物。

7. 各种检查线圈，在更换时应注意拆卸、搬运动作一定要轻柔，应定期清洁线圈连接插头、插座。

8. MRI 设备首次安装时使用过的磁体吊装金属支架、轮式运输支架及配套螺栓等物品一定要妥善保管储存，以备更新换装设备时使用。

9. 每天必须有专人负责检查记录液氦水平、冷头和冷水机运行状况、每天开机后执行 QAQC 程序并记录结果。

10. 液氦水平面降至 55%～60%前就提前联系安排补充液氦事宜，防止因液氦缺货、制冷系统突然故障而导致液氦过度挥发，造成的风险。

11. 新安装的 MRI 设备使用一段时间后，需要医院验收设备，标准的验收报告样式如下。

## 二、验　收

验收过程中需要详细核对标书的技术条款、中标产品设备的配套配置文件、装箱发货单、设备已经配置的全部软硬件，这项核对工作虽然需要耗费一定时间，但非常重要和必要。只有当上述核对过程中没有发现问题，或发现问题及时得到妥善解决后，才能签上验收者的名字，因为从验收签字开始，设备首次购买安装后的为期一年的免费保修期将正式启动，这关系到医院的切身利益，需要谨慎、认真地对待。

### 装机验收报告

以下签字人在此共同确认：下述设备已安装调试完毕，符合临床应用的条件。根据相关的销售合同，该设备的保修期为 12 个月，自用户在本“装机验收报告”上签字之日起计算，或根据上述合同中的规定具体确定。

产品名称：＿＿＿＿＿磁　共　振＿＿＿＿＿

型号名称＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿

产品序列号＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿

合同号＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿

公司 FDO 号：＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿

公司系统编号＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿

××××××医院　　　　　　　　××××××××××公司

签名/签章　　　　　　　　　　　签名/签章

职务　　　　日期　　　　　　　　日期

# 第十一节　质量保证和质量控制

## 一、概　　述

MRI 设备是临床上用于人体检查的大型成像设备，它的成像对象可能是人体的任意部位。因此，其影像信息的准确性、重复性以及可靠性，直接关系到临床诊断的质量。一般说来，质量保证(quality assurance，QA)的目的是通过一定的质量控制(quality control，QC)手段来达到的。MRI 设备的质量控制包括两方面的内容：

1. 保证机器始终为临床提供有价值的、可重复的结果以及先进的技术；

2. 保证与其他机器在同一方式下获得相同的临床结果，这样诊断就可相互比较、临床意见就能交流、人员就便于在相同的知识背景下培训、新技术就能够推广。

质量保证就是通过一系列日常测试手段来确定系统是否正以一种可重复的和可预期的方式而运行。

## 二、质量保证的物理基础

MRI 设备是利用组织的磁共振信号来确定其空间的位置和生物特性的，而这些信号与系统的基本参数和功能有关。因此，磁共振信号的测量是质量控制过程的重要步骤。与常规应用不同的是，用于质量保证的测量通常是对试验物体如体模模拟进行的。采用体模的目的是能对 MRI 设备的定性和定位准确性加以客观评价。

## 三、质量保证测试的分类

为达到质量保证的目的，需对 MRI 设备进行定期或不定期的质量跟踪测试。根据目标的不同，可将这种测试分为三种类型，即验收测试、状态测试和稳定性测试。

1. 验收测试　是指系统安装完毕或升级后由设备制造商及用户共同进行的测试，目的为检测机器性能是否与订货合同的规定相符、主要参数是否同厂商的标称值一致等。

2. 状态测试　是指首次使用、升级后或设备性能不稳定时，由制造商及用户共同进行的检测，目的是确定系统的主要性能指标。

3. 稳定性测试　是指维修故障后，制造商或用户对设备的有关参数进行的测试和调整，目的是发现机器故障或隐患、设置机器的最佳工作点，以保证设备的稳定运行。

## 四、质量保证的参数

MRI 设备性能和工作状态的可测参数很多，需要利用相关的标准检测物套件和标准检测方案，为用户提供有价值、可重复、可比较的测量结果。

用于 MRI 设备质量保证的参数可分为非成像参数、信号强度参数和几何参数等三类。

1. 非成像参数

(1)共振频率的稳定性：用户在每次开机之后均需要校准，这是一项常规的质量保证检测项目。

(2)磁场均匀性：磁场均匀性检测及调整可每 3 个月进行 1 次，但每次波谱实验前均应匀

场。磁场均匀性下降时，应通过匀场功能调整之。

磁场均匀性的测定通过测量某一特定波峰的半高宽（full width at half maximum，FWHM）来得到。半高宽既可以用 Hz 为单位，又能以 ppm 为单位，二者的关系为：

$$FWHM(ppm)=\frac{FWHM}{42.576B_0}(Hz) \qquad (16\text{-}3)$$

MRI 设备的共振频率在连续几次测量中不应发生大于 50ppm（在 1.5T 磁场中相当于 3 000Hz）的变化量。如果变化速度加大，则需采取相关措施。半高宽一般应小于 3～5ppm，进行 MRS 实验时则要达到 0.150ppm 以下。

（3）射频翻转角的准确性：射频翻转角是射频系统的重要性能指标之一，因而也是质量保证所要测试的主要指标。

（4）涡流补偿：典型的检测周期为半年，但在机器全面维修、调整、升级后必须进行测试。

（5）梯度场强度及线性：典型的检测周期为半年，每次调整、维修、升级梯度系统后必须进行测试。

2. 信号强度参数　包括噪声、SNR 及精度、$T_1$ 和 $T_2$ 值、质子密度值和信号均匀性等。

3. 几何参数　包括空间分辨率、层面几何参数（层面定位、层间距、层的准直和层厚）、敏感容积及空间线性等。

信号强度参数和几何参数可合称为成像参数。

## 五、测量条件的记录

为便于数据分析，应完整记录质量保证使用的所有测量条件。这些条件包括使用的脉冲序列、序列参数（TE，TI，TR，FOV 及翻转角、矩阵、层数、层厚、层间距和信号采集次数等）、线圈类型、体模、体模材料、RF 功率、图像处理手段等。大多数情况下，测试体模均应置于磁场中心。特别地，如果使用了质量保证的专用脉冲序列，其记录就更加重要。

## 六、体模常用材料

所谓体模（phatom）就是各种检测标准中常说的检测物（test object），即测试所用的人体模拟物。体模又称为水模。很多材料已被成功地用作 MRI 的体模溶剂。这些材料大多是含有大量质子的凝胶和不同顺磁性离子的水溶液。

表 16-4 中列出了 1，2-丙二醇的蒸馏水溶液以及 $CuSO_4$、$NiCl_2$ 和 $MnCl_2$ 等三种不同顺磁性离子溶液的弛豫时间。由表看出，$CuSO_4$ 溶液的 $T_1/T_2$ 值接近于 1，与生物组织的 $T_1/T_2$（3～10）相差较大，故这种溶液只能用在 $T_1$、$T_2$ 及质子密度值的测试上。琼脂凝胶体也是一种性能良好的质量保证测试材料，其温度敏感性小于水溶液，储存温度为 4～25°C。再在高纯度的琼脂中加入少量顺磁性钆离子，它便可作为很精确的弛豫测量材料而使用。

表 16-4　常用体模溶剂的近似弛豫时间（0.5T，20MHz）

| 溶剂 | 浓度 | $T_1$/ms | $T_2$/ms |
|---|---|---|---|
| 1，2-丙二醇 | 0～100% | 2 134～217 | 485～72 |
| $CuSO_4$ | 1～25mmol | 860～40 | 625～38 |
| $NiCl_2$ | 1～25mmol | 806～59 | 763～66 |
| $MnCl_2$ | 0.1～1mmol | 982～132 | — |

## 七、磁共振成像的伪影及质量控制

磁共振成像过程中各种原因所导致的图像模糊或图像中呈现的与被成像体无关的影像形式称为磁共振伪影。伪影可来自成像设备本身，也可产生于被成像体与成像设备间某种错误的关联，亦能由一些外部因素所致。

磁共振伪影是图像中未能正确反映解剖结构和组织特性（质子密度、$T_1$ 和 $T_2$ 等）的虚假信息。如果这些虚假信息脱离了它的"原始"位置但却表现出与正确图像相仿的几何形状，则经常称其为假影（alias）。伪影往往严重干扰图像的有用信息、导致图像质量下降或完全失去诊断价值，从而使磁共振扫描检查失败。因此，同提高 SNR 和空间分辨率一样，预防、减少和控制伪影一直是 MRI 设备制造商和用户所共同追求的目标之一。

与其他医学影像成像技术相比，MRI 设备可能是所能产生的伪影数量最多的成像方法。归结起来，MRI 在设备、技术方面所遭遇到的种种局限、限制，是导致形形色色伪影的根本原因。因此，掌握 MRI 伪影的产生机制、预防措施和克服方法，在某种程度上，甚至比了解 MRI 成像原理更为重要。

## 八、伪影的质量控制措施

与其他医学影像技术相比，磁共振成像出现伪影最多的原因与 MRI 设备扫描序列以及成像参数多、成像过程复杂有关。根据产生的原因不同，可将磁共振成像伪影分为设备伪影、运动伪影和金属伪影。

**（一）设备伪影**

设备伪影（equipment artifact）是指 MRI 设备所产生的伪影，包括 MRI 设备主磁场强度、磁场均匀度、序列设计及编写质量、电子元器件、电子线路以及 MRI 设备的附属设备等所产生的伪影。

1. *化学位移伪影* 化学位移伪影（chemical shift artifact）是由人体内脂肪与水的化学环境的差异引起的。虽然脂肪与水均含（氢）质子，但脂肪中的氢与碳相连，而水中的氢与氧相连，脂肪中的质子进动频率慢于水中的质子，两者进动频率上的差异与主磁场场强成正比。在低场强设备这种差异不显著，如 0.5T 时两者相差 73.5Hz，而在高场强设备则显著，如 1.5T 时相差 220Hz，并可导致化学位移伪影。在影像上化学位移伪影的宽度取决于脂肪与水质子进动频率的差值和像素的频率编码方向上的宽度。化学位移伪影仅发生在频率编码方向上，表现为脂肪与水的界面上出现黑色和白色条状或月牙状阴影。

质量控制措施有：

（1）增加接收带宽、缩小 FOV 可减轻化学位移伪影。因带宽越窄，像素移动距离越大，产生化学位移伪影机会越多。

（2）预饱和技术的应用可使脂肪或水中的质子被预饱和，不再产生信号。

（3）通过变换频率和相位编码方向加以控制。

（4）选用抑水和抑脂脉冲序列，去掉化学位移伪影的产生源。

（5）选择适当的 TE 值，尽量将 GRE 序列中的脂肪和水调整至同相位。

2. *卷褶伪影* 卷褶伪影（wrap around artifact）是指被检查解剖部位的大小超出了视野（field of view，FOV）范围时，视野范围以外部分的解剖部位的影像移位或卷褶到下一幅图像

上去。相位编码方向不同，卷褶伪影的位置也不同。卷褶伪影主要发生在相位编码方向上。图像上出现的卷褶伪影轻者影响美观，重者影响病变的观察。

质量控制措施有：

(1)加大 FOV，卷褶多发生于边缘，对中间部分的兴趣区影响不大。

(2)将被检查部位的最小直径摆到相位编码方向上。

3. 部分容积效应　当选择的扫描层面较厚，或病变较小，又骑跨于扫描层与层之间时，周围高信号组织可掩盖小的病变或出现伪影，这种现象称为部分容积效应。

质量控制措施有：

(1)选用薄层扫描。

(2)改变选层位置，一般选成像面与交界面垂直。

(3)减小 FOV。

**(二)运动伪影**

运动伪影(motion artifact)主要来自于人体自身的运动。它分为生理性运动和自主性运动两种。生理性运动包括心脏、大血管搏动，胃肠蠕动，呼吸运动、血液及脑脊液的流动等；自主性运动包括病人有意识或无意识的肢体移动，眼球转动，咀嚼、吞咽运动以及咳嗽、打喷嚏等。上述因素均可引起运动伪影，使图像质量下降。

1. 生理性运动伪影　MR 成像时间较长、心脏与大血管搏动、呼吸运动、血流以及脑脊液波动等引起的伪影成为降低图像质量最常见的原因。生理性运动伪影是因生理性周期性运动的频率与相位编码频率一致，叠加的信号在傅里叶变换时使数据发生空间错位所致，于相位编码方向上产生间断的条形或半弧形阴影。这种伪影与运动方向无关，而影像的模糊程度取决于运动频率、振幅、像素大小、重复时间和激励次数。

质量控制措施有：

(1)对于心脏和大血管搏动，可采用心电门控技术，以在心动周期同一预定点上采集成像。

(2)对于呼吸运动，可采用呼吸门控技术，以调整相位编码，使其与运动周期同步。

(3)尽量缩短检查时间，如采用梯度回波成像、减少信号采集次数或改变矩阵等。

(4)通过预饱和技术，去除呼吸时腹壁运动引起的伪影。

(5)屏气，减少呼吸运动。

(6)腹带加压，以限制呼吸幅度。

2. 自主性运动伪影　在 MR 检查时，由于人体运动(如颈部检查时吞咽运动、头部检查时眼球运动等)，可在图像上产生各种不同形状的伪影，造成图像模糊、质量下降。

质量控制措施有：

(1)改变扫描参数，尽量缩短扫描时间，减少产生伪影的概率，如梯度回波技术的应用、减少信号采集次数、改变矩阵等。

(2)尽量使病人体位舒适，可用海绵块或带子进行固定。

(3)检查前向病人介绍检查过程，解释可能遇到的情况，如磁体内的噪声。

(4)对躁动病人，必要时给予镇静药物使用 EPI 技术。

**(三)金属异物伪影**

金属异物伪影包括各种小的铁磁性物体，如假牙、发卡、别针、钮扣、胸罩钩、避孕环、椎体固定杆、外科用金属夹，以及各种含有铁磁性物质的装饰品，如眼影、睫毛膏、口红等。

受检者体内或体表的金属异物不能带入磁体的原因：①可使图像产生金属异物伪影，而影响诊断；②对受检者有一种潜在的危险，如外科手术夹可能因磁体性吸引脱落造成出血，剪刀、刀片等锐利体飞向磁体时可刺伤病人；③金属物体进入磁体时，在 MR 成像过程中易产生涡流，金属异物的局部形成强磁场，从而干扰主磁场的均匀性，局部强磁场可使周围旋进的质子很快丧失相位而在金属物体周围出现一圈低信号"盲区"或图像出现空间错位而变形失真。

## 九、静音技术

为改善磁共振受检者的舒适度和满意度，如何对 $X,Y,Z$ 轴梯度线圈系统实施静音设计成为当前的研究开发热点之一。主要的静音技术手段有：梯度线圈的真空隔绝腔技术、独立悬挂技术、噪声固体传导通路阻断技术、静音扫描序列技术等。除了可以采取上述的主动静音技术之外，还可以采取被动静音的方案，为受检者戴上专用防噪声耳塞，或防磁耳机并播放音乐，以抵消、对抗噪声。

（北京协和医院　付海鸿
山东省医学影像学研究所　秦维昌）

# 第 17 章　超声成像设备

利用超声波(ultrasound)的反射和透射,对人体组织器官的物理特性、形态结构与功能状态作出诊断的非创伤性检查方法,称为超声检查。超声检查是目前医学影像一项重要的诊断技术、和传统 X 线及 CT,MRI,DSA、核素成像等共同组成现代医学影像检查。

超声医学是物理学、医学和电子工程技术相结合的一门新兴科学。超声医学以其独有特性和其他医学影像技术共同组成了医学影像学。本章将从超声基础入手,介绍超声设备的功能、技术特点、超声设备的构成、维护以及超声设备的质量控制。

超声检查的特点是实时、无创、可移动和应用广泛。这也正是不同于其他现代医学影像检查技术的特点。超声检查技术发展迅速,现在已经有了多种多样的超声诊断仪供临床应用。近年来,各种型式的超声治疗仪也相继出现。

## 第一节　概　　述

由于超声医学工程技术的进步,在方法上有了突破性的进展。例如超声探头由原来体外用的长形、圆形、凸形,发展到各种腔内探头、管内探头,尤其是将数毫米直径的微形导管探头置于内镜的顶端或直接导入管腔,可以介入到腔内和血管内甚至心脏冠状动脉内进行诊断以及辅助治疗。显示方式由以往的灰阶显示、彩阶显示发展到彩色显示,提高了对回声的识别能力。在空间方面,由一维、二维超声诊断法,已向三维即立体、动态显示过渡。目前已从观察大体解剖学发展到可以观察组织内的细微结构。

超声诊断始于 20 世纪 40 年代,50 年代初期应用于临床。70 年代实时成像得以应用,80 年代声学多普勒效应用于超声诊断,90 年代三维超声和介入超声得以实现。超声诊断在我国发展迅速,超声应用也越来越广泛,几乎成了各临床科室离不开的检查手段。现在超声还向介入治疗方面发展。

超声设备以其用途可分为超声检查仪、彩色多普勒超声诊断仪和超声治疗仪等设备。本节将对超声设备的原理、超声诊断仪的主要技术参数和显示模式进行介绍。

### 一、超声波成像基本物理量

超声波是频率大于 20 000Hz 的机械振动波。人耳可以听见的声波频率范围是 20～20 000Hz。频率低于 20Hz 的机械波人耳是听不见的,这个频率范围的波也被称为次声波。超(ultra)即是超过的意思,频率大于20 000Hz的波人耳也是听不见的,高于这个频率的波就被称为超声波。诊断用的超声波频率在 1～20 兆赫(MHz)之间,最常用者为 2.5～10MHz。

超声波具有机械波的性质。超声波在弹性介质中以规则纵波的形式传播。在传播过程中具有波长、频率、声速等特性,并存在下述关系:

$$c=f\lambda \text{ 或 } c=\lambda/T$$

此外,声速还与介质的弹性系数 $\kappa$ 及密度 $\rho$ 有关。人体不同组织中声速各异。固体成分

较多或纤维组织(主要为胶原纤维)含量较多的组织,声速较高;水分含量较多的组织,声速次之;含气体的脏器中,声速最低。如头颅骨中声速为3 860m/s,人体软组织中声速为1 500m/s,水中声速为1 523m/s,空气中声速为332m/s。超声波在人体内传播的平均速度为1 540m/s。

## 二、超声波的物理性质

1. *方向性*　超声波频率很高,波长很短,具有很强的方向性。超声波沿直线传播,因此能定向传播,探查人体的内部组织结构。

声束中心的轴线称为声轴,它代表声束传播的主要方向。声束两侧边缘之间的距离称为束宽。

当超声波的波长小于声源直径许多倍时,超声才能集中于一个方向,类似平面波,具有较强的方向性。如声源直径相同时,则频率越高、波长越短者其方向性越强。

声束在传播过程中,各处束宽不一。如图 17-1 所示,距声源较近的一段区域内,声束宽度与声源直径相似,呈圆柱状,束宽几乎相等,称为近场,此区域内声强、声压高低起伏;近场区后,声束逐渐扩散,呈一圆锥形,此区域称为远场,其声强、声压分布均匀。远场区声束扩散角与波长 $\lambda$ 及声源直径 $D$ 有关,扩散角越小,声束方向性越好。

在超声诊断仪中,如何减少扩散角,保证超声束整体上近场和远场束宽一致,这关系到图像的侧向分辨率。

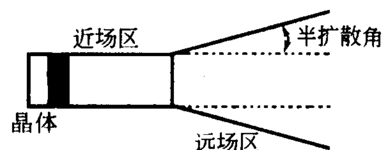


**图 17-1　声束方向性**

2. *反射、折射、衍射与散射性*　在声学中,介质是以声阻抗来划分的,所谓声波的介质界面就是声阻抗不同的介质分界面。如果两种物质的声阻抗一致,在声学中就认为他们是同种均匀介质,不存在界面。只有声阻抗不同有声学界面时才能发生声学的反射等现象。

超声波在界面发生反射或折射的条件是:①介质的声阻抗在界面处发生突变,有声阻抗差异;②界面的长度远远大于声波波长及声束的直径。

超声诊断就是对组织反射回来的信息进行成像,所以超声成像是利用了超声波的反射特性。超声界面反射的特点:回声反射非常敏感。两种介质之间的声阻抗只要相差 0.1%,就会产生明显的反射回波。

超声波也具有折射特性。超声波在遇到两个不同的声阻抗的界面进入另一个介质时就会发生折射现象。图 17-2 是超声在两种介质界面发生反射和折射的示意图。

超声的反射和折射现象也遵守能量守恒定律。因为超声是利用从组织反射回来的信息成像,所以首先超声波要完全进入人体。根据能量守恒定律及反射和折射定律,超声波从探头发射出来后,尽量让超声垂直入射人体,以减少反射;再遇到不同的声阻抗界面反射回探头,探头根据不同的声波压力转换成电信号传给超声仪器进行处理得到组织的图像。

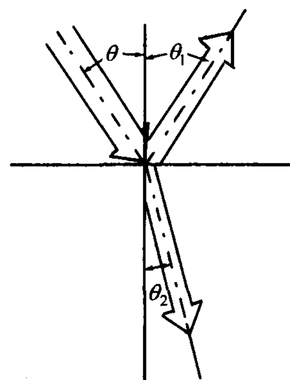


**图 17-2　超声的反射和折射现象**

超声波在传播过程中遇到障碍物时,在一定条件下,可以绕过障碍物的边缘传播,这一现象就衍射(diffraction)。当界

面的长度小于超声波的 1/2 波长时，就会发生明显衍射现象，超声波会完全绕过病灶，不形成明显反射回波，所以在图像上不会出现病灶的外轮廓图形。超声波绕过障碍物后仍按直线传播。

如果介质中存在许多悬浮粒子（如气体中的尘埃、烟雾、液体和固体中的杂质、气泡等），当超声波传到这些障碍物上时，这些粒子又将成为新的波源而向四周发射超声，有一部分声能就要偏离原来的传播方向即发生散射（scattering）。众多的微小颗粒会使超声的传播方向发生连续改变。某种程度上而言，我们实际是利用了反射回来的散射信号，进行图像分析。

3. 吸收与衰减　超声在介质中传播时，部分能量用于克服介质的黏滞性所造成的内摩擦力而转变成热能。由于超声的部分能量转变成其他能量而引起声能耗损的过程称为超声波的吸收。由于吸收，超声波在介质中传播时，随着传播距离的增加，其声强逐渐减弱，这种现象称为声波的衰减（attenuation of sound wave）。声波在传播过程中的衰减现象就像物体在运动中的摩擦损耗一样，总是存在。声束在远场的扩散和在界面的反射与散射，使声能随着传播距离的增加而逐渐减弱。衰减的程度主要取决于探头频率，频率增加时，衰减程度加剧。声能衰减后，前向传播的超声波能量逐渐减低，反射的强度也逐渐减弱，故深部组织结构的超声检查较为困难。为避免此现象，在仪器设计中使用"深度增益补偿"（STC）调节系统，使声像图深浅均匀。

4. 多普勒效应　当超声波与反射界面或散射体之间存在相对运动时（在人体中比如有血流），接收到的声波频率与入射波频率存在差别，频差的大小与相对运动速度成正比。这种现象称为多普勒效应（Doppler effect）。

运用多普勒效应在医学临床诊断中用于心脏、血管、血流和胎儿心脏的诊断。现在经常提及的彩色多普勒血流成像图（color Doppler flow image，简称 CDFI）对应的仪器简称为彩超。

## 第二节　超声换能器

超声换能器又称超声探头（probe），它同时具有发射和接收作用。将电信号加载在超声振子上引起震荡产生超声，这就是探头的逆压电效应，也被称为探头的发射作用；将从人体组织返回的超声回波作用在超声阵子上转换成电信号，这是探头的压电效应，也被称为探头的接收作用。超声仪器的性能，如灵敏度、分辨率和伪像的大小都与探头有关。探头是超声诊断仪的关键部件，本节主要介绍它的工作原理、基本结构，以及使用与保养。

### 一、基本结构和工作原理

超声探头通常是由压电陶瓷材料制成的。它的主要结构有：换能器、壳体、电缆和其他部件组成。下面是一些常规探头图片。图 17-3 所示的是常规的凸阵腹部探头；图 17-4 所示的是常规的高频线阵表浅探头；图 17-5 所示的是心脏用扇形探头；图 17-6 所示是目前常用的穿刺介入探头。

换能器是由压电陶瓷元件、匹配层、背衬和前端的声透镜组成（图 17-7）。

压电陶瓷元件（piezoelectric element）就是通常所说的超声晶片。加电后，超声晶片就会产生机械震荡发射超声波。现在超声探头是宽频带，高灵敏度的。

匹配层是为了能让超声更多的进入体表内获得组织的图像。由于压电元件与人体皮肤之

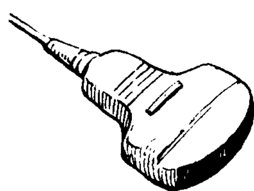


图 17-3 腹部探头

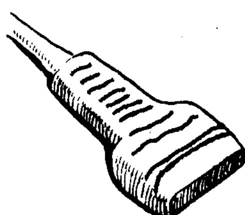


图 17-4 高频表浅探头

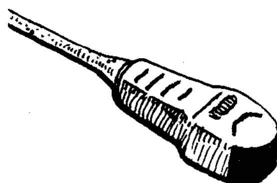


图 17-5 心脏探头

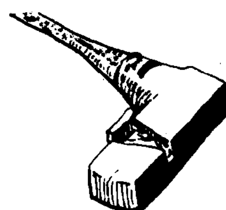


图 17-6 穿刺探头

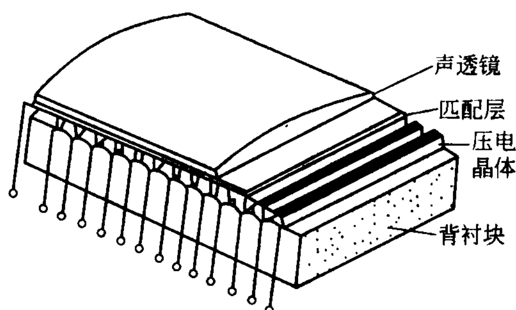



图 17-7 换能器

间的声阻抗差异太大，为了解决声阻抗之间的匹配问题所以使用了匹配层。在晶片前方加入一层或多层的声阻抗匹配层，起过渡的作用，避免声波刚发出探头就在皮肤和探头之间被大部分反射。采用匹配层后，明显提高了换能器的性能，如提高灵敏度和展宽频带。

由于晶片发射超声时同时向前和向后发射，向后发射的超声波就必须吸收掉。要避免超声波在晶体的两个内表面之间来回反射。背衬块(backing material)是一种极硬的材料。背衬块的作用是为了抑制不必要的振动和消除晶片背面的反射，减少干扰和提高纵向分辨率。

声透镜(lens)呈半球形，像个凸透镜，主要功能是对超声波声束起聚焦的作用，提高侧向分辨率。也有的不采用声透镜而直接将晶片制成聚焦凹面或凸面，同样达到声束聚焦效果。早期的探头，采用声学聚焦；现在的数字化彩超采用的电子聚焦，极大地提高了图像分辨率。

## 二、使用与保养

1. 探头的电气安全　超声探头与人体接触的部分是采用绝缘材料。有些采用塑料外壳，如机械扇扫探头；有的采用环氧树脂等材料组成的保护层，如梅花形多普勒探头；有的采用橡胶组成的声透镜，如多元阵探头。这些材料都具有良好的绝缘性。只要外壳、保护层、声透镜设计合理，又完好无损，就不存在电气安全的问题。若发生下列情况，便应立刻停止使用，进行维修或更换新的探头。

(1)外壳出现裂纹、碎裂或软化变形等现象：产生的原因可能是外壳的某些部位应力集中所致，或碰拉、摔跌，或遇到某些有机溶剂和质量不好的耦合剂所致。遇到这种情况应更换外壳。

(2)声透镜磨损：声透镜裸露在外，容易磨损，特别是4个角。一旦露出晶片，就应更换新的声透镜。否则，耦合剂就会沿破损处进入探头内部，既会损坏晶片，又会发生电气安全问题。如果声透镜破损，就会有气泡进入匹配层和声透镜之间，在屏幕上就会有黑条纹出现，影响图像质量。这时通过挤压透镜表面可以看见黑白条纹是可以变化的，应及时更换同型号的声透镜。

(3)声透镜剥离脱落：探头使用一段时间，由于声透镜与匹配层没有黏合好，就会出现声透镜部分剥离的现象，甚至完全剥离脱落。此时应更换声透镜，以保安全。

(4)电缆线断、护套破损或导线裸露：应更换新电线，以保安全。对于腔内探头和术中探头，工作时漏电流要小于30μA。

2. 探头的消毒灭菌　普通探头在一般情况下不需进行专门的消毒，使用完毕只需用干净的纱布或柔软的卫生纸擦干净即可。但对于患传染病者检查后，或使用穿刺探头、经腔内探头和术中探头时，都应进行严格的消毒。不同厂家、不同型号的探头的外壳材料和结构不同。应采用不同的消毒方法。目前，常用消毒方法有以下几种：

(1)液体消毒法：可用1∶1 000苯扎溴铵、0.5%的氯己定溶液、2%的戊二醛或75%乙醇溶液浸泡消毒。首先必须确认是否为水密封探头，并严格按照厂家使用说明书的规定进行。同时，浸泡液不能浸过电缆引出口。

(2)气体熏蒸消毒法：将探头的插头部分用塑料袋包好，置于消毒熏蒸箱的隔板上。在盛器(碗或玻璃皿)内，先注入40%甲醛溶液4ml，再加入高锰酸钾结晶2g。迅速将盛器置于隔板下，关上箱门。甲醛与高锰酸钾混合后，即起反应，约5s后产生白色气雾，内含次氯乙酸及甲醛蒸汽，均具灭菌作用。熏蒸45min后取出，用灭菌生理盐水、纱布擦拭干净备用。

(3)包裹隔离法：某些探头不能浸泡消毒，使用时可利用消毒好的塑料袋、塑料薄膜或外科手套将探头包裹密封，但在探头与包裹物之间应涂以耦合剂。

3. 使用注意事项　探头是贵重的关键器件，使用时应小心，注意保养。应注意：

(1)先阅读探头使用说明书，严守使用规定。

(2)在运输、保管和使用过程中，务必小心轻放，不得跌、摔。

(3)探头的装拆都应关断整机电源后进行。

(4)在开机使用时，若检查暂停，应及时按冻结键，使仪器处于冻结状态。

(5)有些探头不允许接触某些有机溶剂。

(6)应使用非油性、无腐蚀性的耦合剂。

(7)非水密封探头不能浸水使用，以免损坏探头内部电路。

(8)不得高温消毒。

(9)用前检查探头外壳有无破损，电缆有无破损断裂。若有损坏应更换。

(10)小心保护探头表面，防止划损。使用完毕，及时用湿纱布或柔软的卫生纸擦净。

## 第三节　超声诊断仪电路

超声诊断仪最基本的结构由探头、发射电路、接收电路、扫描电路、显示器和记录装置组成，如图17-8所示。超声诊断仪的最小组成单元根据超声图像产生的流程来分可以为：探头，发射、接收电路，扫描转换电路，控制电路，电源，显示器。

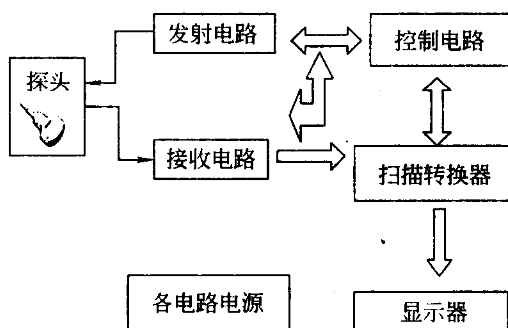



**图17-8 超声基本电路构成框图**

发射电路是形成超声波束的关键部件，这是决定超声设备的档次一个重要指标。每一个压电晶片都和一个发射电路通道相连接。晶片的发射是通过电子式开关控制，发射电路同时提供不同震荡电压使得超声波束有不同的能量，进入不同的深度组织。发射电路的作用是在受到主控电路的同步信号触发时，产生高压电脉冲去激励换能器发射超声波。

发射超声波的振动频率(探头的频率、主频或中心频率)是由换能器的晶片特性和厚度决定的。而频带宽度除了与晶片有关外，还与探头的结构(机械阻尼)以及发射电路的阻尼有关。因此，要求发射电路能产生一定幅度的、脉冲前沿陡峭的、短持续时间的窄脉冲。

接收电路对于超声图像的形成非常关键。现在超声波诊断仪很多图像性能的提高就表现在接收电路性能的改善。因为接收电路要保证从人体反射回来的超声波的信息全部被处理并滤除无用的杂波，而不丢失任何从人体返回的有用超声信号。尤其是数字化彩超的标志：前端的数字处理技术模数转换器(analog/digital，A/D)就在接收电路中。现代比较高档的彩超其A/D转换器的二进位制幅度可以到12bit。

接收电路包括射频放大电路、解调和抑制电路。

①射频放大器：这部分电路，通常由隔离级(或称保护电路)、前置放大、高频放大以及时间增益补偿(TGC或STC)等电路组成。由于人体组织对超声波的衰减作用，超声波在传播过程中必然损失能量，使得深部组织器官的回声信号比表浅的要小。为了获得良好的图像，往往采用增益补偿放大措施，使浅部组织回波信号放大较小甚至衰减，而深部组织回波信号得到较大的放大，使不同深度的组织回声信号都得到充分的显示。这种技术称为深度补偿(也称时间增益补偿)。

②解调和抑制：解调即从脉冲调制的射频回波信号中将有用的视频信号分离出来，以便进一步送到视频放大器去放大。抑制：为了防止噪音信号的干扰，可设置一个检波电平，过小的回声信号连同噪音被过滤掉。

主控电路控制着其他电路的工作，它是通过产生周期性的脉冲信号来控制的。通过脉冲分别去触发控制发射电路、扫描发生器以及时标电路。主控电路的周期性发射实际上就是我们经常讲到的脉冲重复频率。也就是说，主控电路每产生一个脉冲信号，仪器就发射一次超声波，这样，每秒钟主控电路产生脉冲的次数就是超声诊断仪的脉冲重复频率。这和超声波本身的频率是不一样的。脉冲重复频率的下限要满足采样定理的要求，它应高于运动体频谱的最高频率的2倍，这样才不会漏掉信息。一个物体每秒钟运动12次，那么脉冲重复频率至少就

应该要每秒 24 次，才不会漏掉信息。而上限又受到最大探测深度的限制。假设每秒钟发射 1 次，那么根据超声波的速度，要在 1s 之内来回 1 次，则超声波只能走1 540m的 1/2 也就是 770m，而如果每秒钟发射 2 次，那么就是 0.5s 1 次，超声波最多就只能走1 540m的 1/4，也就是 385m。所以脉冲重复频率就决定了探测的深度。

扫描转换器电路(DSC)即将接收电路来的信号按不同顺序以及晶片的排列位置放置在存储器中，然后根据监视器的行扫描同步转换成视频信号。

## 第四节　A 型及 M 型超声诊断仪

A 型及 M 型超声诊断仪都是一种幅度或亮度随时间的变化曲线图。水平轴为时间轴，能表示组织随时间的变化情况。

### 一、A 型超声诊断仪

A 型(amplitude mode)超声诊断法为幅度调制型。是利用超声束在人体组织中传播遇到不同声阻抗的邻近介质界面时，在该界面上就产生反射(回声)，每遇到一个界面，产生一个回声，该回声在示波器的屏幕上以波的形式显示出来(图 17-9)。界面两边介质的声阻抗差愈大，其回声的波幅愈高；反之，界面的声阻抗差愈小，其回声的波幅愈低。若超声束在均匀介质中传播，即声阻抗差为零时则呈现无回声的平段。回声强度在示波器屏幕时间轴上方以振幅高低表达。即示波屏的 $Z$ 轴自左至右表示回声的先后顺序，它代表人体组织的浅深。$y$ 轴自基线上方表示界面反射的强弱，反射强则回声振幅高，反射弱则回声振幅低。可用于探测界面距离、脏器径值及病变的物理特性。但 A 型超声属一维显示，不能形成直观图像，主要依据波幅高低、波形密度、波的活跃度、形态等作为诊断疾病的基础。现除用于颅内病变的诊断外，此法已基本为 B 型超声所取代。

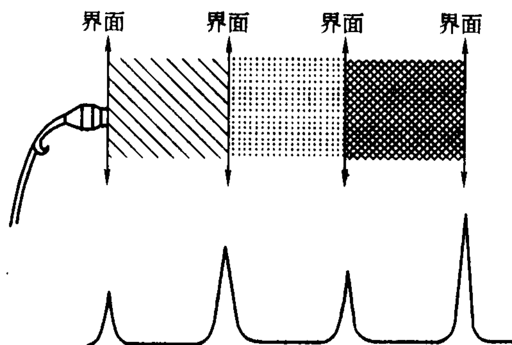



**图 17-9　A 型超声图**

图 17-10 为 A 型超声诊断仪的简单示意图。主控电路产生触发脉冲同步信号，分别去触发控制发射电路和时基电路。增加同步信号的重复频率，可提高荧光屏的亮度。但最高重复频率受探测深度限制。最简单的是采用与市电相同的频率(我国为 50Hz)。

发射电路接收到同步信号触发时产生一个持续 1.5μs 的高频震荡信号，激励晶片产生超

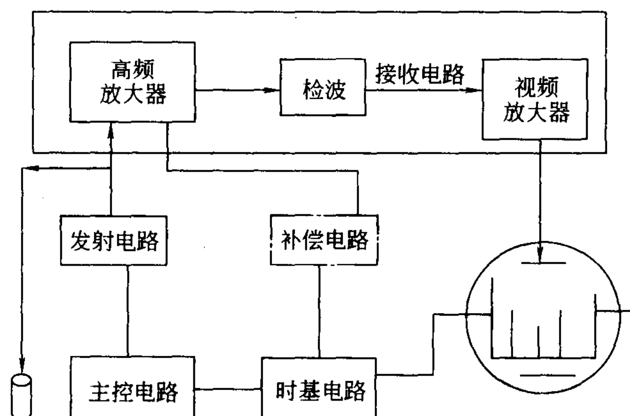



图 17-10 A 型超声诊断仪

声波。

接收电路包括高频放大器、检波和视频放大器三部分，有的机器还有补偿电路。A 型的高频放大器，多数采用参数调节放大器，有 80dB 以上的增益和 500Hz 左右的带宽。在接收电路中，设有增益和抑制两个调节旋钮。增益用来调节放大器的放大倍数；抑制用来调节门限电平，去除门限以下的无用小波。经视频放大器放大到足够的幅度，送到示波管的 $y$ 轴偏转板，产生 $y$ 向偏移。偏移的幅度基本和信号的大小成正比。

时基电路产生锯齿波，经后级放大送至示波管的 $x$ 轴偏转板，产生水平扫描线。锯齿波的重复频率由主控电路决定。一般在 400～1 000Hz范围。锯齿波电压变化的快慢(斜坡速率)是和探测深度相关的。变化越慢，最大探测深度越深。仪器的深度调节或比率调节，就是调节锯齿波电压的斜率。

## 二、M 型超声诊断仪

M 型超声诊断仪是辉度调制型，即以亮度反映回声的强弱。它显示体内各层组织(界面)对于体表(探头)的距离随时间变化的曲线。同 A 型一样，都是反映一维的空间结构。因为 M 型超声诊断仪主要用来检查心脏，常称为超声心动图仪。为取得更好的临床检查效果，常和其他检查方法组成联合装置。如与心电图、心音图、心尖搏动图和超声多普勒等其他心脏参数同步显示的联合装置，构成多参数超声心动图仪。如图 17-11 所示，M 型和 B 型超声图像的联合显示，以及彩超系统都可联合应用的模式。

图中主控电路产生一个同步的脉冲信号分别控制发射电路、时间增益补偿电路、高频放大器、时标电路、时基电路和门电路。其中主控电路多用 CPU 的震荡电路或单片机的震荡电路。很多早期的 M 型扫描仪的主控电路还采用的具有编程功能的单板机。

发射电路在主控电路的控制下产生高频电脉冲给探头产生超声波。

接收电路由高频放大器，STC 电路，检波器和视频放大器等组成。

时基电路产生的深度扫描信号加在显示器的垂直方向上；而慢扫描电路产生的时间扫描信号加在显示器的水平方向上。

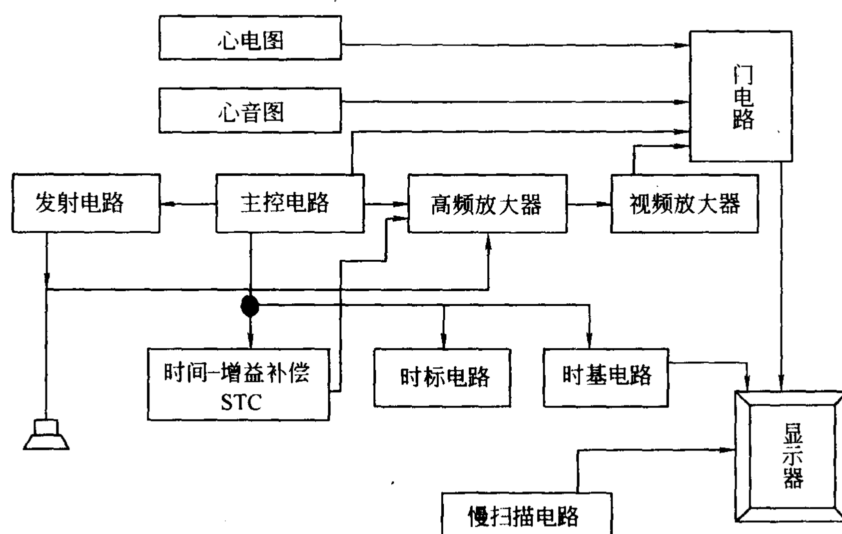



图 17-11　M 型超声仪

时标电路产生点阵时标信号，上下相邻两点表示 1cm 深度，左右两行相距 0.5s。时间通过面板上的微调进行校正。

# 第五节　B 型超声诊断仪

B 型超声诊断仪是在 A 型基础上发展起来的，它的工作原理与 A 型基本相同，同样由换能器、发射电路、接收电路和显示系统组成。不同主要有两点：①B 型将 A 型的幅度调制显示改为辉度调制显示；②B 型的深度扫描加在显示器的垂直方向，并在水平方向加入声束的位移扫描信号，构成二维图像，显示组织切面信息。

B 型(brightness mode)超声又称二维超声显像法。此法是将回声信号以光点的形式显示出来，为辉度调制型。

如图 17-12 所示，探头受发射和接收电路的控制，探头接收到的微弱信号先经过 A/D 转换为数字信号；进行波束形成处理；获得连续的跟踪聚焦的信号；再经过 D/A 转换为模拟信号；传给模拟放大器进行放大处理；然后进行 A/D 转换为数字信号；数字信号根据地址及超声扫描线的位置信息，存储在 DSC(数字扫描转换器)的存储器中；再经过 D/A 转换为模拟信号；经过视频处理形成视频信号；通过监视器显示出来。

全数字化超声即是将信号先经过 A/D 转换变成数字信号进行波束处理，可以进行多重声束并行处理，去除旁瓣伪像，获得理想的声束信号。经过处理的声束信号再经过 D/A 转换为模拟信号可以进行以往形式的放大处理，调节信号幅度等。

电子式关键在于超声束的扫查是通过电子线路来控制不同的晶片按顺序发射超声波。电子式的探头有许多晶片，形成一个阵列式排列，每一个小的晶片就称为阵元，比如 128 或者 256，这样在电路控制下这些阵元轮流发射超声波，速度就比机械探头来回摆动发射要快得多!

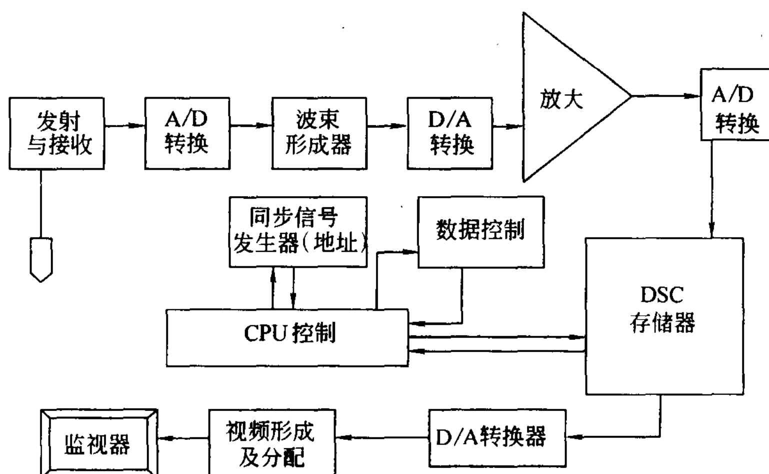



图 17-12　B 型超声仪

线阵探头是由若干个小阵元排列成直线阵列组成的探头。阵元数已由 64 阵元、80 阵元发展到 128 阵元、256 阵元、512 阵元，甚至 1 024 阵元。探头的频率和带宽也提高，频率可高达 10MHz 以上，带宽系数高于 0.8。电子线阵扫查是以线阵换能器为基础，由电子开关或全数字化系统控制顺序扫查来实现的。每次发射和接收声波时，将若干个阵元编为一组，由一组阵元产生一束扫描声束并接收信号。然后由下一组阵元产生下一次发射声束并接收信号。每次形成的声束方向和位置在阵元的中央并垂直于阵元阵列，由若干组阵元扫查出一个矩形平面。实际上是探头不同晶片轮流发射形成声束扫查。线阵声束扫查方式可以分为常规扫查(按顺序)、隔行扫查(奇数或偶数扫查)、飞越扫查(跳跃式扫查)、半步距扫查(每个阵元之间扫查形成重叠)和微扇角扫查等。尤其现在有很多数字化的超声采用微角度改变扫描这样可以进行多重声束处理，这样可以提高扫描线密度或提高帧频。

电子凸阵其原理和线阵完全一样，只是晶片的排列方式是呈扇形排列。这样形成的图像不再是矩形而是扇形。凸阵完成扫查阵元选通的方法与线阵扫查完全相同。

探头的换能器表面有透镜可以实现固定聚焦。通过电子聚焦，可以实现焦点位置的调节。电子聚焦主要是通过在发射超声波和接收回波时各阵元之间引进延时。由于探头上每一个晶片到达某一点的距离都不一样，所以当同时发射超声波时到达同一点的时间也就不一样。如果能够控制每一个晶片发射超声波的时间，使距离远的晶片提早发射，距离近的晶片推迟发射，这样，超声波就能同时到达同一点上，实现聚焦。接收回波也是一样，距离远的就提早接受，近的就推迟接收，这样就能同时获得同一个点的回波。这也被称为动态聚焦。在实际操作过程中屏幕上显示的聚焦点往往是发射聚焦点，现在超声仪器的接收聚焦多采用自动连续动态聚焦。

在数字化超声中，接收后马上进行 A/D 转换(它决定图像的灰阶度和信息量)，进行数字声束形成器变化。目的在于经过 A/D 转换后的数字信号可以方便的进行连续动态聚焦以及多重声束处理等。如 A/D 转换级数只有 1，那图像就只有黑白两种亮度等级，如果级数是 8 位，就有 256 级灰阶等级亮度。

相控阵探头利用的是声波的惠更斯原理，通过控制不同阵元发射的时间，使不同阵元之间发射的超声波叠加形成新的声波，这样就能达到控制扫描的目的，即所有的阵元都参与每一条扫描线的发射。通过对不同阵元之间进行不同的延时，这样在某一特定时刻，声波到达的位置也就不同，形成一个与探头平面呈 $\theta$ 角的超声扫描平面。改变延时，也就可以相应改变 $\theta$ 角，从而实现扫描角度的变化。由于是全部晶片都参与每一条扫描线的发射接收并有角度的偏转问题，中间的图像往返检查的概率高，所以在相控阵探头使用中，图像两侧的清晰度会比中间差。

## 第六节　超声多普勒系统

多普勒效应 1842 年被发现，但直到 1959 年日本里村茂夫首次用超声多普勒效应研究心脏。1975 年，第一台 M 型和多普勒结合的仪器问世，称为双功超声显示仪。1982 年，日本的 Namekawa 和美国 Bommer 等对多通道脉冲多普勒进行改进，采用自相关分析技术，对多通道脉冲多普勒所获得的大量数据进行实时分析，并结合彩色编码技术，创立了彩色血流显像新技术。1983 年日本研制出世界上第一台彩色血流显像诊断仪（SSD- 880 型）。

### 一、D 型超声诊断仪

超声多普勒诊断仪简称 D 型超声诊断仪。这类诊断仪是利用多普勒效应原理，对运动的脏器和血流进行探测的仪器。目前分为连续波多普勒诊断仪和脉冲式多普勒诊断仪两大类。

多普勒超声血流检测技术主要用于测量血流速度，确定血流方向，确定血流种类：如层流、射流等；获得速度、时间积分，压差等有关血流的参数。

多普勒频谱是一种 $X$ 轴代表时间，垂直轴代表多普勒频移，而相应的信号幅度则用亮度表示。频谱分析可取得准确的血流数据。

在基线上方的频谱为正频谱，代表血流方向朝向探头。在基线下方的频谱为负多普勒频移的频谱，代表血流方向背向探头。垂直轴的单位可以为 kHz，也可以为速度单位（m/s）。“收缩峰”指在心动周期内达到收缩峰频率和峰速的位置；“舒张期末”将要进入下一个收缩期的最末点；“窗”为无频率显示区域；“频带宽度”表示频移在垂直方向上的宽度，即某一瞬间采样血流中血细胞速度分布范围的大小，如速度分布范围大，频带则宽，若速度分布范围小频带窄。“频带灰阶”即信号幅度，表示血流速度相同的血细胞数目多少。

利用运动红细胞对入射超声产生的频移（Doppler shift），可进行血流信号的检测。检测的方法有两种，即多普勒频谱图和彩色多普勒血流图。

1. ***多普勒频移公式***

$$f_d = f_R - f_0 = \pm \frac{2v\cos\theta}{c} \cdot f_0$$

式中：$f_0$ 为入射超声频率；$f_R$ 为反射超声频率；$v$ 为反射体运动速度；$c$ 为声速（人体软组织超声平均声速为一固定值1 540m/s）；$\theta$ 为运动方向与入射声束间的夹角。

2. ***利用多普勒公式计算反射体（如血管内红细胞）的运动速度***　根据上面的公式，可以计算出：

$$v = \pm \frac{f_d \cdot c}{2 \cdot \cos\theta} \cdot f_0$$

公式中 $c$ 是已知数，人体软组织平均声速为1 540m/s；$\theta$ 可以进行校正；发射频率（探头超声发射频率）也是已知数。因此超声仪器能通过快速傅里叶变换（FFT）显示出血流速度 $v$。正负号（±）分别代表了血流方向。由于 $\theta=90°$时，$\cos\theta=0$，分母为 0 时，公式计算没有意义，就不可能测出血流速度。为了顺利准确测量速度，必须将 $\theta$ 角度变小，尽可能使 $\theta<60°$。我们在实际操作过程中尽量使超声声束与血管平行，这样测得的血流速度就会直接准确。

3. *$f_d$为多普勒频移，一般都在音频范围内* 可利用仪器的扬声器发出的声响来监听，并通过 FFT 对 $f_d$进行频谱分析既频谱多普勒。扬声器声音的音调变化和频率有关，一般经过训练医生可以根据声音辨别出动静脉或是否有异常血流信号。这也是彩超医生的基本功。

当入射角恒定时，多普勒频移主要确定于红细胞的速度。

4. *多普勒有三种方法* 脉冲波多普勒（PW）、连续波多普勒（CW）和高脉冲重复频率多普勒（HPRF）。

（1）PW：采用单个换能器，在很短的脉冲期发射超声波，而在脉冲间期内有一个"可听期"。脉冲多普勒具有距离选通能力，可设定取样容积的尺寸，并调节其深度、位置，利用发射与反射的间歇接受频移信号，测值相对准确，但检查深部及高速血流受到限制。并受脉冲重复频率（PRF）的影响，PRF 越高，测量血流速度也越高。脉冲重复频率（PRF）：单位时间发射脉冲波的个数。

（2）CW：采用两种超声换能器，一个发射恒定的超声波，另一个换能器恒定地接收其反射波（或背向散射波），沿声束出现的血流和组织运动多普勒频移全部被接受，分析，显示出来。CW 不能提供距离信息，即不具有距离选通性，不受深度限制，能测深部血流，无折返现象，但可测高速血流。连续波多普勒在取样线上有符号标记，其符号仅表示波束发射声束与接受声束的焦点，或声束与血流的焦点。

（3）HPRF：是在脉冲多普勒基础上改进，探头在发射一组超声脉冲波之后，不等采样部位的回声信号反回探头又发射出新的超声脉冲群，这样在一组声束方向上，若有一组超声脉冲向心腔内发射，第二组超声发射后，探头接受的实际上是来自第一组超声脉冲的回声，依次类推，相当于 PRF 加倍，频移也就增加 1 倍，扩大了血流速度测量范围。

采用脉冲多普勒超声测量血流速度受到脉冲重复频率（PRF）的限制。PRF 必须大于多普勒频移（$f_d$）的 2 倍，$\mathrm{PRF}>2f_d$，$f_d<\frac{1}{2}\mathrm{PRF}$。$\frac{1}{2}\mathrm{PRF}$ 被称为尼奎斯特极限（Nyquist frequency limit），如果多普勒频移超过这一极限，脉冲多普勒所测量的频率就会出现大小和方向伪差，即频率失真，或称为频率混叠。在操作过程中应注意调整速度量程避免出现这种伪差。

D 型和彩色多普勒超声仪相比 B 型超声仪多了几个可以得到超声多普勒频移的滤波器（图 17-13）。探头接收到的信号经过放大处理，其中一路信号输出给正交滤波器和梳状滤波器，再经过 MTI（moving target indicating）滤波器，进行自相关处理后得到彩色多普勒信号，最后也输出给 DSC，进行存储处理等形成图像。

## 二、彩色多普勒的优点

1. *探测血流状态区分是层流还是湍流* 层流通常在正常管径的血管及正常的瓣膜口处。彩色多普勒显示为色彩单纯、中心明亮、边缘暗淡的血流束，多普勒频谱呈窄带型。湍流通常在血流通过狭窄处时，流线集中，进入宽大管腔后，流线松散，速度参差不齐，形成湍流，频谱曲

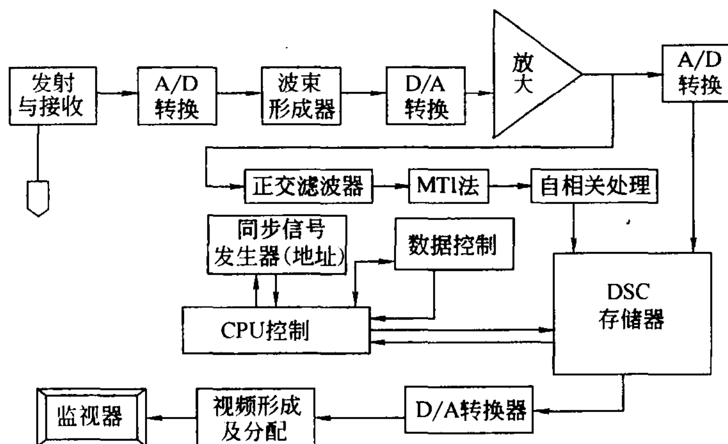



图 17-13 D型和彩色多普勒超声仪

线呈宽带充填型,彩色多普勒呈色彩明亮多色镶嵌状。

2. *检测血流速度* 利用仪器上设置的测量程序可直接测定峰值流速、平均流速、加速度、减速度、血流量等。

3. *估测压力阶差* 根据简化的伯努利方程$\triangle P=4V^2$可推算压力阶差,评估瓣口狭窄程度及心腔压力。

4. *判断反流与分流* 明确地判定反流与分流的部位、时相、程度及范围等。

## 第七节 其他超声仪器

目前除了前面提到的A、M、B、D型及彩色多普勒诊断仪外,还有三维超声诊断仪和超声治疗仪。

目前的三维主要有重建三维和实时三维。重建三维中又有组织三维、血管三维,切片三维等;实时三维现在有容积三维和心脏三维等。

重建三维是计算机发展的结果,是利用超声图像按照一定的排列根据三维算法,在计算机技术发达的今天很容易得到。通常的做法是利用磁感应器,在探头上绑定一个磁场发射器,在超声仪器上另外再安装一个磁感应器。由于得到的图像是经过磁场感应,所以可以明确知道每一扫描图像的相关关系和位置信息,这样就能把得到的超声信号按照得到的先后顺序和地址存储在超声仪器内部的计算机内,经过三维计算处理后得到三维图像。所以三维重建可以得到诸如组织、血管和切片等三维图像,但是这些都是要在二维的图像上重建得到,二维图像的好坏直接决定了三维图象的质量。还有一种三维通常被称为自由臂三维,没有磁感应器,但是要求扫描者匀速扫描,获得二维图像后,要手工输入扫描范围,然后再进行重建。

实时三维有容积三维和心脏三维两种方式。容积三维是采用三维容积探头,用电机驱动带动探头做往复运动,这时就可得到相应的三维图像。实时三维目前的界定还是以得到的三维的帧频应该大于8帧/s。心脏三维图像的获得由于心脏是运动的,所以帧频要求更高,通常要求实时心脏三维的帧频应该大于25帧/s。

超声治疗仪已经广泛应用于临床,主要有体外冲击波碎石(extracorpreal shock wave lith-

otripsy,ESWL),高强度聚焦超声(high intensity focused ultrasound,HIFU)。

体外碎石是在体外产生冲击波能量,通过人体组织传入体内,并予以聚焦,使其在结石处集中能量,将结石粉碎。按治疗目的可分为:肾石碎石机和胆石碎石机。

HIFU 是向癌组织发射聚焦高能超声,组织吸收声能产热,利用局部升温来杀死或抑制癌细胞。此外,在高温时,癌细胞对化疗和放疗比较敏感,所以通过超声加热可以提高化疗和放疗的效果。仪器由聚焦组合探头、大功率发生器、声耦合及冷却装置、定位装置和治疗运动控制装置五部分组成。现在发展到 HIFU 和磁共振联合使用以提高治疗的精度。

# 第八节　安装验收

## 一、超声设备安装

1. *超声设备安装前的准备工作*　超声设备的安装相对简单,但由于设备的技术含量和价值比较高,对工作环境有一定的要求。因此在安装时应该给予足够的重视。新设备的安装应由专业人员进行,医院应提前做好前期准备工作。

环境准备,超声设备应安装在远离高磁场、高电场的场所。设备在室内应远离窗户,避免阳光直接照射。对于被检查的病人应提供适宜的环境温度和相对隔离的检查空间(保证被检查者的隐私)。

电力系统准备,根据设备的功率要求和电力控制要求做好相应的准备工作。在电压不稳定和经常突然停电的地区,应配备相应功率的稳压电源和不间断电源。

2. *超声设备的安装*　拆箱前应认真核对设备品名与合同是否一致。拆箱时应有能代表设备生产厂家的人员在场,应按照装箱单认真核对设备的每一部件,尤其是探头、特殊软件、专用工具等。在确认部件无误时可协助厂家工程师进行设备的安装。协助工程师进行设备安装的过程实际就是一个很好的学习过程,对以后的设备维修、保养、移动等都有很大帮助。一般注意先连接监视器、探头、附属设备等的信号线,然后再接通电源。通电前必须先测量电压的准确性,确认地线连接好。

3. *超声设备的调试*　超声设备通电后,进行调试工作。调试过程既是对设备功能的检查又是设备参数的校正。一般先调节监视器,把监视器的亮度和对比度钮置于中间位置,然后根据医生的需求调整监视器。对于超声设备的调试主要围绕探测深度、分辨率、几何位置精度、盲区等几项进行。国家技术监督部门有责任对新进口的超声设备进行强制检定。

## 二、超声设备验收

超声设备验收应首先核实所有的部件齐全、所配软件功能正常。超声探头的频率是由探头的标称频率定义的,验收时要与合同进行核对。监视器的图像应不闪动,对比度和亮度可调,除正常超声图像外无干扰信号,能清晰分辨出产品所能达到的灰阶数,输出附属设备应与合同相符。对于图像的伪像鉴别应结合实际超声图像来判别,不能一概而论。保存调试好的图像,备份图像预设置条件,保存好软件盘。

验收时通常请国家质量技术监督局检测超声仪器,给超声仪器划定档次。国家质量技术监督局于 1999 年颁布了 JJG639-98《中华人民共和国国家计量检定规程》,将超声仪器定位 4

种档次。

## 三、日常保养维修

超声设备应定期进行保养以减少和避免故障。主要包括日常保养和性能参数的定期校正。

1. 日常保养　经常检查电源电压是否在正常范围内，尤其是配有不间断电源的机器，注意一定要在不间断电源正常工作后再打开超声仪器。电源异常时，应停止工作。由于操作者和受检者都要直接接触超声仪器，为防止漏电伤及人员，必须定期检查保护地线是否连接正常，接地电阻一般要求小于4Ω。根据使用环境的卫生情况，定期清除机内灰尘和污物。机器内部卫生一般应由专业技师完成。保养过程中，禁止随意扳动电路零件和接线的位置，不得随意改变可调元件。实施保养时，严禁通电，确保仪器与人身安全，保养完成后检查不要有遗忘工具在仪器内，确认无误后通电。超声探头应随时保持清洁，有污物时轻轻擦拭，不能用坚硬的物体擦拭。超声探头不能跌落，避免剧烈震动。检查并旋紧各固定螺丝，特别是主机脚轮，以免在移动中发生意外。

2. 维修　维修一般和厂家联系，请厂家工程师及时到位修理。在报修前应详细描述超声仪器的具体故障现象。监视器上的异常提示，最好能打印出故障图片。记录好维修过程。

## 四、超声质量控制

超声仪器的图像质量有很多参数影响。根据国家质量技术监督局颁布的检定规程，主要检测的参数：超声声功率、患者漏电流、探测深度、侧向分辨率、轴向分辨率、盲区、纵向几何位置显示值误差、横向几何位置显示值误差以及囊性病灶直径误差。根据以上参数，确定仪器所属档次，并依据对相应档次仪器性能要求，判定检定结果是否合格，合格的仪器将会得到合同证。有不合格项目者，发给降至某档次使用的检定证书。国家规定检定周期为1年。图17-14所示为超声质控模块。

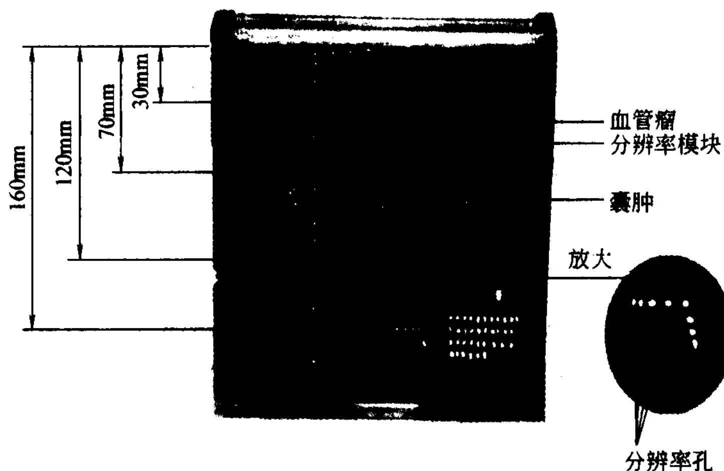



图17-14　质控模块

## 五、图像分辨率

超声图像的分辨率一般有空间分辨率、灰阶分辨率(对比分辨率)和时间分辨率。

1. *空间分辨率* 是超声在人体软组织中传播时,能区分的两个最小目标的能力或大小。空间分辨率受多种因素的影响。包括:超声波的频率、脉冲宽度、声束宽度(聚焦)、声场的能量分布、探头类型和仪器等。空间分辨率大致可分为三类:轴向(纵向)分辨率、侧向分辨率和横向分辨率。

(1)轴向(纵向)分辨率:是指在声束长轴方向上区分两个细小目标的能力。它与波长有密切关系。频率愈高(波长愈短),则轴向分辨率愈好。如图 17-15 所示。

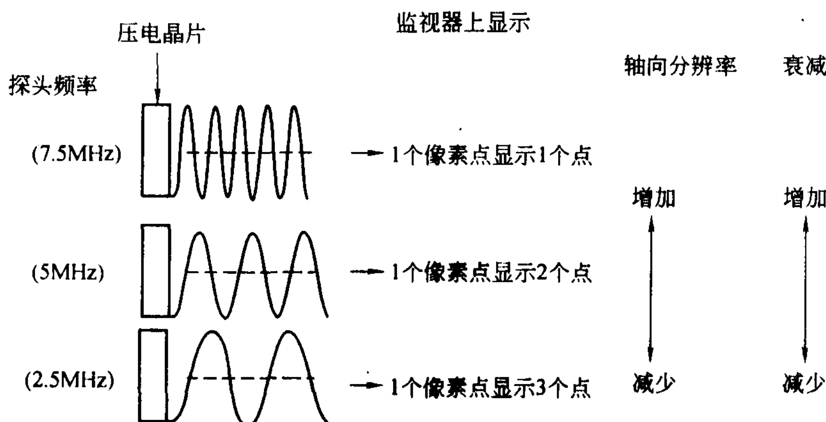



**图 17-15 探头频率与纵向分辨率**

理论上,轴向分辨率为 $\lambda/2$,由于受到发射脉冲持续时间的影响,实际分辨率为理论值的 5~8 倍。

当频率为 7.5MHz 时,波长短,如图显示一个点在屏幕上就能显示出一点来,分辨率就好,但是衰减就大。

当频率为 5MHz 时,波长相比 7.5MHz 频率长,在屏幕上可能就会出现两个点显示成了一个点,分辨率就居中。

当频率为 2.5MHz 时,波长长,在屏幕上就可能出现三个点合成了一个点显示,分辨率最差,但是衰减小。

(2)侧向分辨率:与在超声的长轴方向上的扫描声束的宽度有关。通常采用聚焦来改善,声束愈细,侧向分辨率愈好。在聚焦区,3~3.5MHz 探头侧向分辨率应在 1.5~2.0mm。

侧向分辨率还可通过增加线密度来改善,如图 17-16 所示。

(3)横向分辨率:与探头厚度方向上声束宽度和曲面的聚焦性能有关。在聚焦最佳区的横向分辨率最好。目前常用的线阵、凸阵探头通常采用声透镜聚焦。现在有的探头在声束宽度方向上晶片也进行切割,在这个方向上也进行电子聚焦处理来提高横向分辨率。

2. *灰阶(对比)分辨率* 是指能分辨出的最小的图像细微的亮度差异。由于 B 超就是用不同的亮度来反映回声的信号强度,所以不同的亮度能否分辨出来就很重要。它与灰阶级数

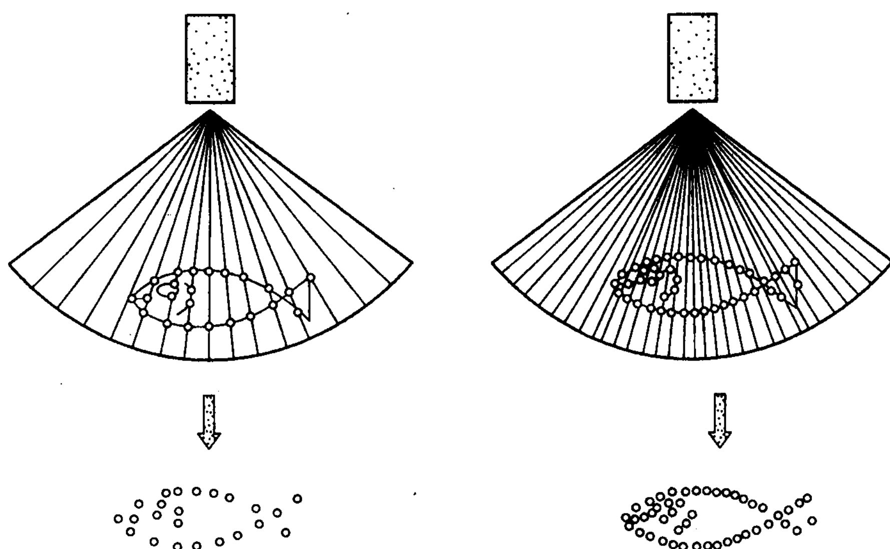


**图 17-16 侧向分辨率与扫描线密度**

有关，目前的彩超灰阶级数一般为 256 级。

3. **时间分辨率** 是指单位时间成像速度即帧频。帧频愈高，愈能真实反映运动脏器的瞬间变化情况。

时间分辨率在理论上是有极限的。

$$NRF \leqslant \frac{c}{2}$$

式中：$N$ 为扫描线密度；$R$ 为探测深度；$F$ 为帧频；$c$ 为声速(1 540m/s)。

从上式可见 $F$(帧频也即时间分辨率)是不能随意提高的。要提高 $F$，势必要减少扫描线密度($N$)或减少探测深度($R$)。但扫描线密度的减少会影响信息的提取和像素的减少，影响图像质量；探测深度除对浅表部位的探测外，也是不能减少的。

随着多普勒频谱和彩色血流图的出现，在超声成像中又得占用几乎一半的成像时间。结果不得不降低帧频，使仪器出现图像闪烁现象，从而不能满足实时观察体内生理变化的要求。数字扫描转换器虽然可以解决图像闪烁问题，但也只能增加读速度，至于写速度仍然受到上述的极限限制。最近，有采用 4 波束发射的，可使时间分辨率(帧频)提高 2 倍，也有叫多重声束处理技术或并行采集处理技术。

(山东省医学影像学研究所　马新武)

# 第18章 核医学成像设备

核医学(nuclear medicine)是研究核技术在医学中的应用及其理论的科学。以脏器内外或脏器内正常组织与病变组织之间的放射性浓度差别为基础达到诊断脏器病变的一门学科。其发展共经历了三个阶段：

**(一)早期阶段**

20世纪30～40年代是临床核医学的开始，虽然人工放射性示踪研究已开始，但由于人工放射性核素及测量仪器所限，核医学诊断工作进展缓慢，整个核医学处于萌芽阶段，但以示踪元素为工具的基本研究给医学带来一场新的变革。

**(二)迅速发展阶段(1950～1960)**

1946年反应堆生产出放射性同位素，标记技术得到了进步。几年后探测元件取得新成就：1947年光电倍增管研制成功；1949年NaI(Tl)晶体研制成功；1951年Gassen研制成第一台自动扫描机；1952年Mewell等设计扫描机的聚焦型准直器；1955年开始出现不同类型的扫描机，用于甲状腺、肾、肝、骨等显像，同时用于测量各种脏器的功能如肝功能仪、心功能仪、肾图仪、甲功仪等广泛用于临床。

1957年Hal. O. Anger研制成功第一台γ照相机，这是核医学发展史上一个重要里程碑。γ照相机问世后直到1966年后才在临床广泛开展应用。

**(三)高速发展阶段**

γ照相机在20世纪60～70年代得以迅速发展，但其不足之处在于只能进行平面显像，而缺乏深度方面的信息。1963年Oavid Kuhl就提出了纵断层和横断层的设想，但一直没能实现。1972年X线CT研制成功，是医学影像学的重大突破，也向核医学提出挑战。20世纪70年代后期单光子发射型计算机断层仪(single photon emission computed tomography,SPECT)和正电子发射型计算机断层仪(positron emission computed tomography,PET)也相继研制成功，直到20世纪80年代才广泛投入临床应用，随着SPECT,PET仪器的不断更新和完善，开阔了临床应用领域。

## 第一节 γ照相机

本节主要介绍γ照相机的基本结构、工作原理。

### 一、基本结构与工作原理

γ照相机的基本结构是由准直器、闪烁晶体、光电倍增管、前置放大器、定位电路、显示记录装置、机械支架和床等组成，如图18-1所示。其中将准直器、闪烁晶体、光电倍增管、前置放大器和电子矩

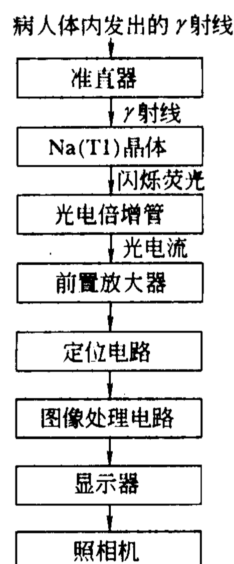



图18-1 γ照相机系统图

阵电路等固定在一个支架上，组成探测器(探头)，如图 18-2 所示。

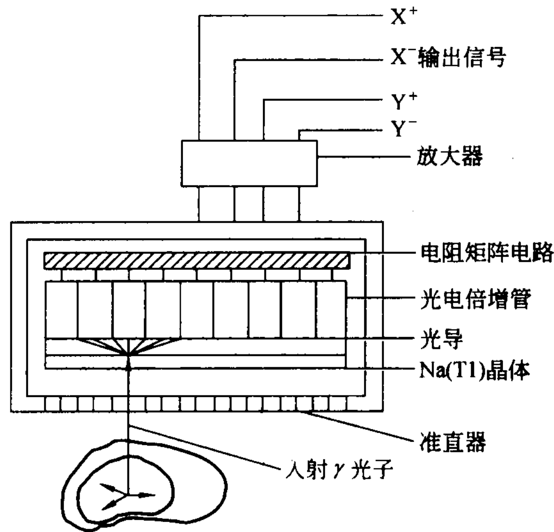



图 18-2 γ照相机探测器结构示意图

被人体组织吸收的放射性药物辐射出的γ光子，经过准直器入射到闪烁晶体而发出闪烁荧光。在闪烁晶体与光电倍增管之间由光纤连接，光纤的作用是将闪烁晶体产生的荧光有效地传输到光电倍增管的输入屏上。探头内一般有数十只光电倍增管，并按一定的规律排列。光电倍增管将接收到的闪烁光按照一定的比例关系转换成光电流，再经前置放大器放大后，输出到定位电路。

γ射线通过铅准直器孔道投射到晶体上，晶体产生的闪烁荧光可以同时经光纤传输到所有的光电倍增管上，最靠近荧光点的光电倍增管接收到的光子最多，输出的电脉冲幅度最大，离得较远者则因接收的光子数较少，输出的电脉冲幅度较小，如图 18-3 所示。因此，晶体中发生一个闪烁事件就会使排列有序的光电倍增管阳极输出众多的幅度不等的电脉冲信号，对这些信号经过权重处理，就可以得到这一闪烁事件的位置信号 P。

定位电路就是在每个光倍增管的输出端加一个与位置有关的权重电阻或权重延迟线，将每个管输出的信号进行位置权重，再利用加法电路和减法电路将所有经过的位置权重的信号总和，利用比分电路得出这一事件将有的位置信号 P。

图 18-4 为由各个光电倍增管的位置权重电阻组成的矩阵示意图。每一个光电倍增管都与 4 个电阻相连接，各电阻的阻值根据管的位置不同而异。以下举两个简化了的例子来说明闪烁事件的位置信号是如何形成的。一个闪烁事件发生在晶体中心(X，Y 坐标原点)，对位于第 10 号光电倍增管，其输出信号 $S_{10}$ 经过前置放大输入的 4 个电阻，阻值相同，设为 20；由 4 个电阻输出的信号分别为 $X^+$，$X^-$，$Y^+$ 和 $Y^-$，经过加法、减法和比分电路可得到 3 个新的信号。

$$X=(X^+-X^-)/Z$$
$$Y=(Y^+-Y^-)/Z$$
$$Z=X^++X^-+Y^++Y^-$$

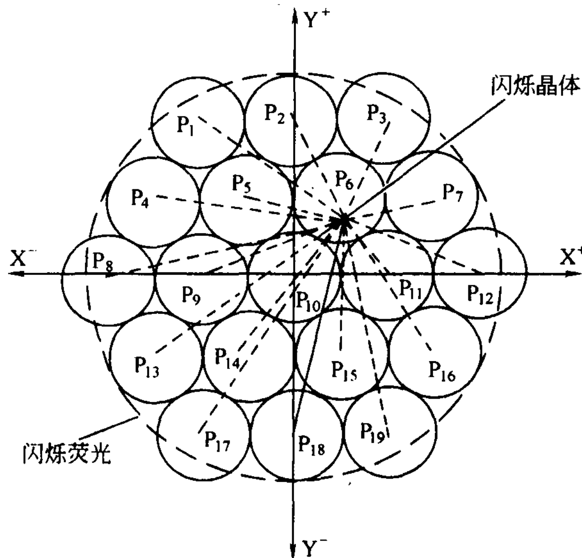



**图 18-3　$P_1$,$P_2$…$P_{19}$为电倍增管的序号**

X 和 Y 为该事件的位置信号，在此例中 X 值和 Y 值皆为零，据此乃可以确认事件发生在 $X$,$Y$ 坐标原点。Z 为能量信号，等于 $S_{10}\times80$，再假设一个闪烁事件发生在晶体 $X$ 轴最左侧，对位于第 8 号光电倍增管，其输出的信号 $S_8$ 输入 4 个电阻，X 轴左方电阻(X )的阻值为 40，右方($X^+$)为 0，$Y^+$和 X 的阻值皆为 20，则其位置信号和能量信号皆可求出。

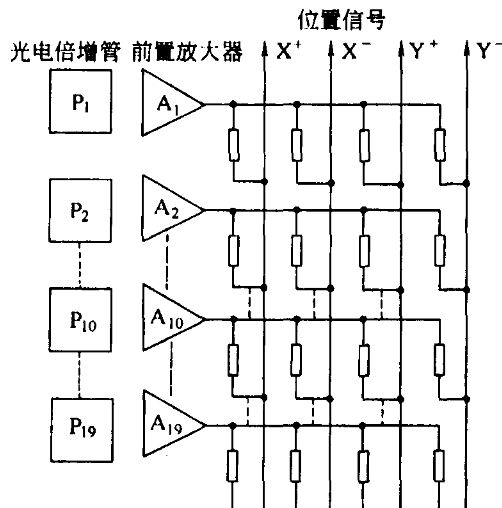



**图 18-4　位置权重电阻矩阵示意图**

$$Z=S_8(0+40+20+20)=S_8\times 80$$
$$X=S_8(0-40)/S_8\times 80=-0.5$$
$$Y=S_8(20-20)/S_8\times 80=0$$

以此类推，可知任何闪烁事件发生在晶体的某个部位，相对应的光电倍增管通过位置权重电阻矩阵就会输出特有的位置信号和能量信号。当然实际情况要复杂的多，即每一个闪烁事件可作用于很多个光电倍增管，每一个管都输出经过位置权重的 $X^+$，$X^-$，$Y^+$ 和 $Y^-$ 值，最后需由加法电路将各管的输出值按 $X^+$，$X^-$，$Y^+$ 和 $Y^-$ 分别总和起来而给出此事件的 X，Y，Z 信号。这种位置权重矩阵电路被称为高精度坐标计算装置。

探头输出的位置信号和能量信号随后进入各种电子线路，包括：①信号线性放大器；②多道脉冲高度分析器：选择所需要的能量信号；③定标电路：用以预置成像计数量；④定时电路：预置一次或连续多帧成像时间；⑤门电路：用以生理信号触发采集和停止采集；⑥定方位电路：不论病人体位如何，使影像总是保持正像；⑦电源电路；⑧探头运动和制动电路。

位置信号 X，Y 分别传输给显示器的水平(X)和垂直(Y)偏转板，使同时输入的能量信号定位触发阴极射线管起辉。阴极射线管逐个积累光点达一定量即形成一帧闪烁影像。

余辉显示器能够实时观察影像，但较为粗糙，常安置在探头支架上方用于病人体位监测和粗略的影像观察。高分辨率显示器用于实时或重放时的精细观察和照相。

为永久保存影像并对影像进行复制，常用的仪器有：①多幅照相机；②Polaroid 照相机；③针式打印机；④影印机等。

## 二、准 直 器

探头的准直器是安置在晶体前方的一种特制屏蔽，使非规定范围和非规定方向的 $\gamma$ 射线不得入射晶体，起定位采集信息的作用。一般主要由铅或钨制成。

### (一)主要性能参数

准直器的主要性能参数有孔数、孔径、孔长(或称孔深)及间壁厚度，由它们决定准直器的空间分辨率，灵敏度和适用能量范围等性能参数。

1. **空间分辨率** 它表征对两个邻近点源加以区别的能力，通常以准直器一个孔的线源响应曲线的 FWHM 作为分辨率 $R$ 的指标，$R$ 越小表示空间分辨率越好。如图 18-5 所示，$R$ 可根据准直器及其有关的几何参数求得：

$$R=\frac{a+b+c}{a}\times d$$

式中：$a$ 为孔长(即准直器的厚度)；$b$ 为被测物与准直器外口的距离，$c$ 为准直器内口与晶体的平均距离，$d$ 为外口直径。对一个特定的准直器而言，空间分辨率随被测物与准直器外口距离的增加而减低，显像时应尽量将探头贴近病人体表。准直器孔径越小，分辨率越好。准直器越厚，分辨率也越高。

2. **灵敏度** 它是配置该准直器的探头实测单位活度(如 1MBq)的计数率(计数/s)：

$$S=10^6\times f\times e\times E$$

式中：$S$ 为灵敏度，$f$ 为所测 $\gamma$ 射线的丰度，$e$ 为光电子峰探测效率，$E$ 为准直器几何效率，此公式中未考虑射线在病人体内的衰减。对平行针孔准直器而言：

$$E=\left[\frac{kd^2}{a(d+t)}\right]^2$$

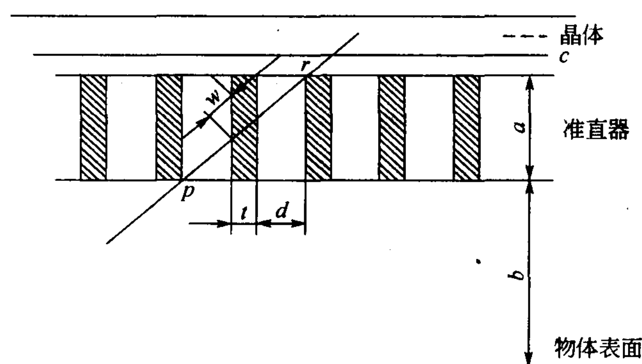



图 18-5　准直器结构示意图

式中：$k$ 为随孔的形态而异的常数，$d$ 为外孔直径；$a$ 为准直器的厚度，$t$ 为孔间壁厚度。可见准直孔越大，灵敏度越高；准直器越厚，灵敏度越低；孔间壁越厚，灵敏度越低。

$$E \propto R^2$$

因此，对给定核素和给定 $\gamma$ 射线能量，准直器的空间分辨率与灵敏度是一对矛盾，空间分辨率的提高必然伴随灵敏度的降低。

**3. 适用能量范围**　主要与孔间壁有关，厚度 0.3mm 左右者适用于低能（<150keV）射线探测，1.5mm 左右者适用于中能（150～350keV），2.0mm 左右者适用于高能（>350keV）。

**（二）分类**

**1. 按几何形状分**　如图 18-6 所示，有四类：①针孔型：它是单孔会聚型准直器，外口径 2～6mm，外口与晶体间距 15～20cm。这类准直器的有效探测立体角很小，故灵敏度很低。所成影像与实体倒向。影像的大小随准直器外口与探测物体的间距变化而变化，间距缩短，视野缩小，但影像放大倍数增加，灵敏度也增高。应用时需根据脏器的大小调整适当的距离，适用于较表浅的小脏器和小病变显像。②平行孔型：它是最常用的准直器，其孔道与准直器内外

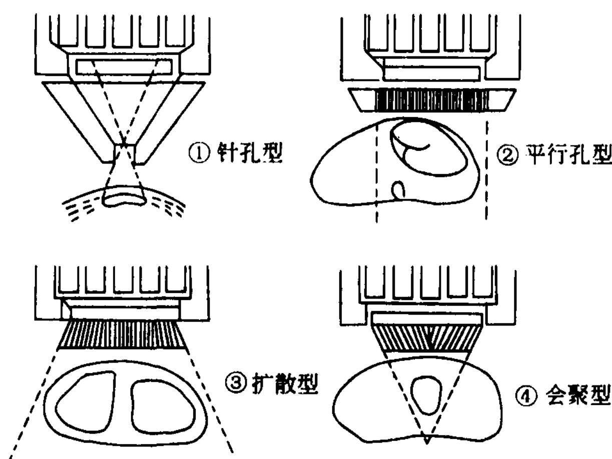



图 18-6　准直器类型

垂直，内外孔径相等，故孔道平行，其灵敏度较高。准直器外口与被测物体的间距对灵敏度、视野和影像大小影响不大，但随间距的增加，空间分辨率下降。③扩散型：其中部的孔道仍保持平行，但周边孔道逐渐向外扩散，结果是扩大了有效探测视野，其代价是周边部位的灵敏度或分辨率降低。现多与直径不够大的γ闪烁计数器配套，用于全身显像，仅沿 $X$ 轴扩展，沿 $Y$ 轴保持平行不变。④会聚型：它是指多孔会聚型准直器，其性能与针孔准直器相似，对脏器的放大倍数较小，但灵敏度和分辨率较高，较少使用。

2. *按γ射线能量分* 有三类：①低能准直器；②中能准直器；③高能准直器。

3. *按灵敏度和分辨率分* 有三类：①高灵敏型；②高分辨型；③通用型，即兼顾灵敏度和分辨率的一类准直器。

### 三、闪烁晶体

闪烁晶体是将γ射线转变为可见光的物质。射入 NaI(Tl)闪烁晶体的γ射线在闪烁晶体内与 NaI(Tl)晶体发生光电效应和康普顿散射，此时γ射线失去能量，闪烁晶体发出近似紫色的闪烁光。

NaI(Tl)闪烁晶体是在 NaI 中掺入微量的 Tl 而形成的晶体，具有最大发光波长为 400nm，衰减时间为 0.25μs 的特性。NaI(Tl)闪烁晶体的原子序数(原子量)大，对γ射线的吸收效率高，并能制成大型的晶体。NaI(Tl)闪烁晶体不耐急剧变化的温度，1h 内 3℃的环境温度变化即可使其破损(将此称为潮解性)。NaI(Tl)晶体的厚度一旦增加，其吸收γ射线的灵敏度也会升高，但分辨率会下降。像 $^{99m}$Tc(140keV)等的低能γ射线，即使 NaI(Tl)晶体很薄，穿透的射线也很少，灵敏度和分辨率却都是很好的。

现在，NaI(Tl)闪烁晶体可做成直径为 20～55cm、厚度为 0.6～1.0cm 的平板状，因装置不同而采用不同的外形和尺寸。用于检查心脏、脑和甲状腺等器官的装置所采用的闪烁晶体尺寸较小，脏器专用和移动式照相机的闪烁晶体尺寸也比较小，标准型的能够一次往返全身摄影的矩阵式探测器所采用的闪烁晶体则较大。

## 第二节　单光子发射型计算机体层设备

SPECT 有两大类，一类为多探头环型，其结构与 CT 类似，PET 也是这种结构。由于有数量众多的探头同时分别探测到各个方向的射线投影，因此具有体层灵敏度高、空间分辨率好、成像时间短等优点，甚至可以进行动态显像；但因价格较高，不能同时兼用于平面显像和全身显像，而未能推广应用。另一类为γ照相机型，利用通用的γ照相机通过某些方法实现体层显像。一种方法是用多针孔准直器或旋转斜孔准直器采集不同角度的投影而进行影像重建，由于角度取样有限，空间分辨率和均匀度都较差，容易产生伪影，目前已很少应用。另一种方法是使γ照相机探头围绕身体旋转 360°或 180°进行完全角度或有限角度取样，所得投影量丰富，可以重建各种方向的符合临床要求的体层影像，是当今 SPECT 的主流。这种旋转γ照相机型的 SPECT 同时兼有平面显像、体层显像和全身显像的功能。但单探头体层显像的空间分辨率较平面显像差，成像时间慢，不能进行较快的动态显像为其不足。近年来为了提高灵敏度和空间分辨率，并且加快采集速度，已有双探头和三探头的旋转γ照相机型问世，三探头 SPECT 所得脑血流体层影像的质量已接近 PET 影像，也可进行心肌快速动态显像。本节所

介绍的 SPECT 只限于 γ 照相机类。

## 一、基本结构与工作原理

图 18-7 为 SPECT 的基本工作原理方框图。探测器沿病人某一层面在不同方向上做直线扫描，将每一条线上的体内示踪核素放出的射线总和记录下来，形成一个投影。这些直线投影的集合形成一个“投影截面”。每做完一次直线扫描，探测器旋转一个角度（旋转角的大小根据所需图像分辨率来定），再扫描一次，取得另一个投影截面，如此反复，上述过程为投影数据的采集。采集到的原始数据需经过“预处理”电路及吸收较正后，由图像重建系统重建出 SPECT 图像。SPECT 图像重建是指从已知各方向的平面投影值（projection），即测量值，求断层平面内各像素的数值，用以形成体层影像。重建方法很多，现在各公司最常用的方法是滤波反投影法（filter backprojection）。

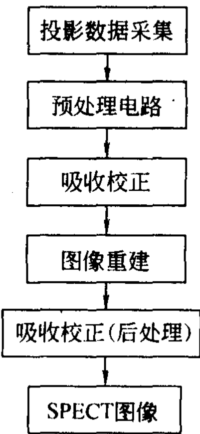



图 18-7　SPECT 的基本工作原理图

SPECT 通常由探测器、机架、床、控制台、计算机和外围设备组成。图像的重建和处理是控制台和计算机的主要任务之一，外围设备包括磁带机、磁盘机、高精度的显示器、打印机和照相装置。图 18-8 是 SPECT 的结构方框图。

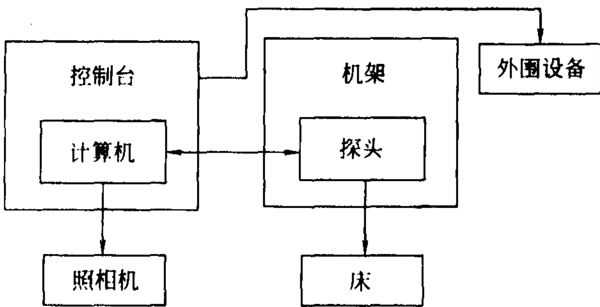



图 18-8　SPECT 的结构图

## 二、探　测　器

SPECT 的探测器实际上与 γ 照相机的探测器相同，它包括准直器、闪烁晶体、光电倍增管、综合电路和探测器外壳；其作用也是探测参与体内各种生理、代谢活动的放射性核素不断向外发射的 γ 光子。方向不规则的光子被准直器阻挡住，只有方向与准直器孔长轴平行的 γ 光子才可以到达晶体。闪烁晶体中转换好的光子，经光电倍增管和综合电路形成带坐标信息的电脉冲，输出到控制台再进一步处理，构成图像。

## 三、机　架

SPECT 的机架主要是用来支撑探测器并可使探测器在其上运动。根据探测器的运动方式和在诊断上的应用，支架大体上可分为：①探头旋转型和固定型（环型）；②Planar imaging 和 SPECT imaging 都能使用的通用型；③SPECT 专用型；④头部专用型。通用型即能够完成 ECT 功能的 γ 照相机，是由一组探测器构成的旋转型装置，但也有能够缩短摄像时间的由两组探测器组成的旋转装置，最近又开发了由 3 或 4 组探测器组成的装置，特别是脑显像的分辨率非常优越，被广泛应用（图 18-9）。在探头固定型 SPECT 装置中，只有准直器旋转，64 个（3 列呈环状排列）或 96 个（棒状呈圆筒形排列）NaI（T1）闪烁晶体和光电倍增管均被固定，灵敏度和分辨率都很好，并能进行 PET 扫描。

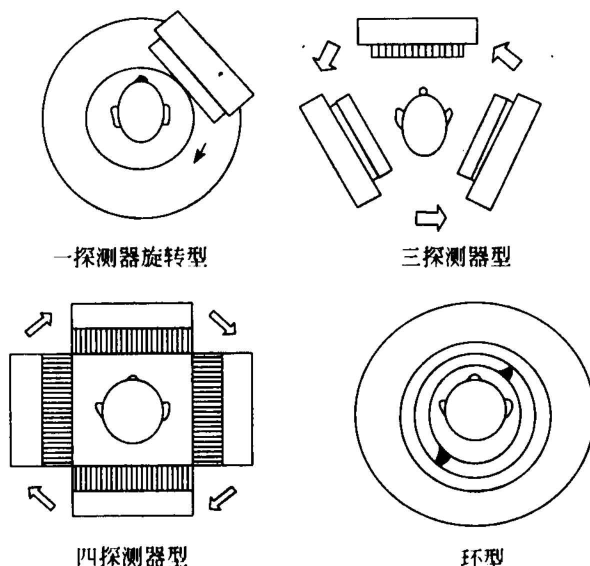



图 18-9　SPECT 装置的类型

为得到分辨效果良好的图像，首先必须将探测器尽可能靠近与被检部位，例如，脑专用装置，旋转时探测器应以不碰肩的最接近位置转动为宜，而做体部检查时，则将圆周运动变为椭圆运动，这样探测器可以最接近检查部位。

## 四、控　制　台

控制台有两个功能：①对从探测器输送来的信号进行分析、处理。从体内射出的 γ 射线，虽经准直器的初步筛选，仍有一些散乱光子会“混入”晶体。其中有一部分是与组织或环境中的原子碰撞而产生的散射光子，还有一部分是两个 γ 光子同时射入晶体形成的“叠加”光子；这两种情况，均能导致坐标信息错误、定向畸变和图像质量恶化。所以必须将这些混入的光子检出，消除其不良影响。这些混入的光子，一般具有能量过低或过高的特点。在控制台中可以采用脉冲高度分析器（pulse high analyser，PHA），规定出能量限度（“阈”）和允许波动范围

（“窗”），只允许能量范围在“窗”内的正常 γ 光子脉冲通过，排除能量异常的光子。通过 PHA 的光子形成的脉冲在控制台中被计数，并送入综合电路安其坐标信息在示波器上显示或在记录装置上记录。许许多多经过处理后的光子脉冲累积起来，就可以将体内示踪核素的分布状态“复原”成图像。②利用计算机控制显像条件。

### 五、计 算 机

SPECT 的工作条件、所有数据都由计算机统一控制和管理，负责采集数据的修正、图像重建和结果显示的控制。不仅对计算机的速度要求快，而且对其稳定性也要求很高。随着计算机技术的飞速发展，SPECT 所采用的计算机也不断更新。SPECT 的计算机采用的是专用小型计算机或工作站。其主处理机（main processor）一般为精简指令集中央处理器（RISC-CPU），32bit 或 64bit，主频 300MHz 以上，较大的内存容量（256MB）以上，带有高速缓冲存储器。通常还附带阵列处理机，提供硬件完成算术运算，以便进一步提高重建图像的速度。SPECT 的原始数据和图像数据主要存储在硬盘，硬盘的容量在 20GB 以上。另外还要求 A/D 转换器速度高、线性好，可作为生理信号（如 ECG 等）的输入接口。在软件方面，应具备各种图像处理程序、各种修正程序，能提供选择的方式和参数，有丰富的临床应用软件和后处理程序，还应具备开发的易行性。

### 六、外 围 设 备

外围设备包括磁带机、可读写光盘、高精度的黑白或彩色显示器、打印机和多幅照相机等装置，以完成 SPECT 检查结果的显示、记录和存储任务。还有检查床，各种型号的准直器，生理信号检测输出设备，以及用于仪器调整和质量控制的专用器材和模型等。

## 第三节　正电子发射型计算机体层设备

### 一、基本结构与工作原理

PET 的基本结构与 SPECT 的基本结构相同，主要由探测器、机架、控制台、计算机及外围设备组成。图 18-10 为全身用 PET 结构示意图。

用小型回旋加速器产生的 $^{11}C$，$^{13}N$，$^{15}O$ 和 $^{18}F$ 都是在放出正电子的同时，衰变成相应的同位素。将其标记在水、氧、糖、氨基酸等代谢物质上，注射给病人，通过摄像，将生理的、药理的、生化的过程等转变为图像。正电子各有其固有的射程（在人体内为数厘米），然后与体内的电子结合而消失。正电子发射体发射出的正电子（$\beta^+$）在极短时间内与其相邻的电子（$\beta^-$）发生碰撞而发生湮没辐射，即在二者湮没的同时，产生两个方向相反的能量皆为 511keV 的 γ 光子。两个相对的 γ 闪烁探头加符合电路组成湮没符合探测装置。上述两个方向相反的 γ 光子可以同时分别进入这两个探头，通过符合电路形成一个 Z 信号，而被探测到（图 18-11）。湮没辐射发生的位置限于这两个探头的有效视野内，故探头视野越小，Z 信号的定位范围越窄，精度（空间分辨率）越高。凡在此视野外或在此视野内发生的湮没辐射，所产生的两个 γ 光子不能同时入射两个探头者，皆不能形成符合信号而不能被记录。可见这种位置探测不需要一般的屏蔽型准直器，而是依靠两个光子的特殊方向和符合电路来实现的，故称为“光子准直”或

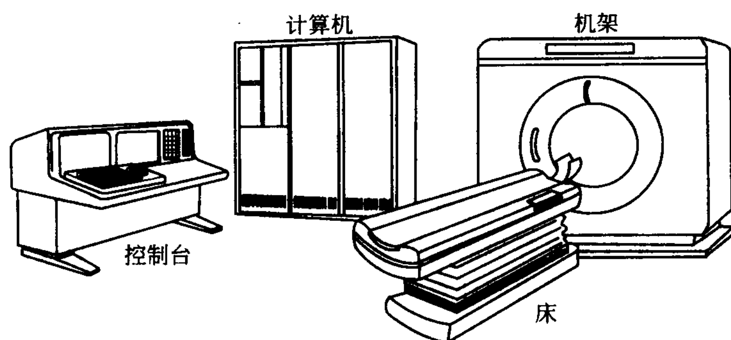



图 18-10　全身 PET 示意图

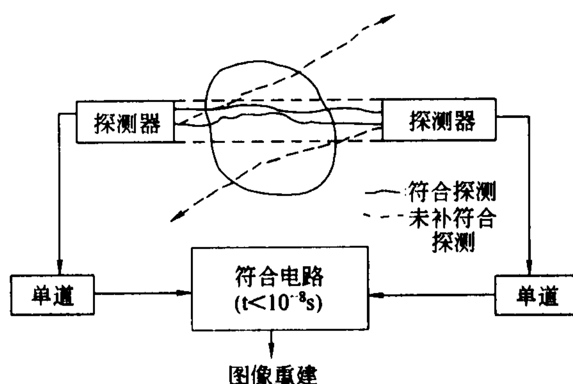



图 18-11　湮没符合探测装置

"电子准直"。由于免去了一般的屏蔽型准直器，极大地提高了探测灵敏度（一般准直器挡去90%以上的应该入射视野的射线）。

PET 与 $\gamma$ 照相机和 SPECT 相比具有以下优点：①不需要准直器；②检测灵敏度高；③本底小，分辨率好；④易于吸收校正；⑤可正确定量。

PET 是专门为探测体内湮没辐射并进行体层显像的仪器，最常用的探头是由数百个成对分布的小型 $\gamma$ 闪烁探测器组成的环形装置。人体置于环中，体内的湮没辐射产生。成对光子仍可投影到相应的成对探测器中，四周众多探测器获得这些投影信息就可以重建体层影像（图18-12），影像重建的原理和方法与 X 线 CT 和 SPECT 基本相同。为在短时间内获得更多信息和缩短采集时间，常采取两方面的措施以提高投影数：①用探头微角转动偏心旋转，二分法加半旋转或简单步进转动等运动方式，增加扫描线（图 18-13）；②由单环增至多环，不仅可以增加一次采集的空间范围，并且由于两个邻近环的探测器还可以构成交叉符合探测单元，形成交叉层面，故 $n$ 环的准直层面共有 $2n-1$ 个体层面。如 4 环可同时获得 7 层横断影像。

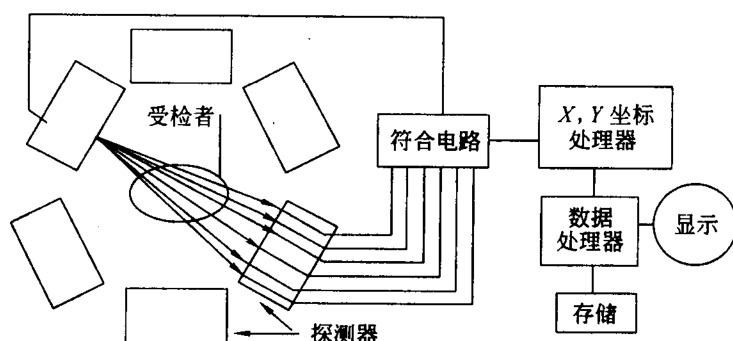



图 18-12　PET 结构示意图

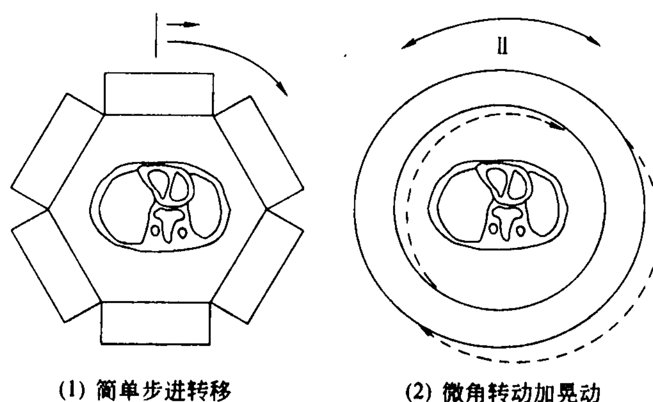



图 18-13　PET 探头转动方式

## 二、探　测　器

为了探测正电子核素产生的高能 γ 光子，探测器的晶体面积一般较小而厚度大。现在用作 PET 的 γ 闪烁晶体 95% 为锗酸铋（BGO），主要是因为它不易潮解、有很高的密度（7.13g/cm³），对 511keV 光电子的线性衰减系数为 0.92/cm，因此探测效率高（50k cpm/37kBq · $Ml^{-1}$），比 NaI(T1) 高 10 倍。它可以被切割成直径 3mm 的小块，使 FWHM 近乎极限值（2.5～2.6mm）。BGO 的缺点是发光衰减常数较长，影响了时间分辨率，这对提高空间分辨率不力，因此，发光衰减常数低的其他晶体也被广泛研究利用，如 CsF 和 $BaF_2$ 等。

在成对探测器探测视野内的一对 γ 光子到达两个探头的时间可能有差别（$\triangle t$），也可能无差别（$\triangle t=0$），根据△t 和光速可计算出发生湮没辐射的确切位置，这是近年为提高空间分辨率的又一技术进展，称为飞行时间（time of flight）技术。若能将它与尽可能小的晶体结合起来，就有可能进一步提高 PET 的空间分辨率。

PET 的另一个特点是用互成 180°的两个探测器进行探测，故湮没辐射的位置深度对测量结果无明显影响，并可以得到极正确的衰减校正（SPECT 的衰减校正问题从数学上尚未彻底解决，故称为相对校正），因此，可用实测数和经衰减校正的真实数进行“绝对”定量分析（精度为±10%），远优于 SPECT（精度为±25%～±50%）。

### 三、机　　架

机架主要用来固定探测器并使其在机架上以某种方式运动，根据探测器在机架上排列的阵列形状，机架的中心孔可以是六角形或圆形。为提高性能，一些环形 PET 带有旋转装置，其探测器排列方式是在直径 50～100cm 的圆周上，将数十～数百个锗酸铋（BGO）或氟化钡闪烁晶体呈环形排列成 1～4 列均等的圆形，并且在机械传动系统的驱动下做圆周运动。PET 与 SPECT 的最大不同，在于各自的准直方法，由于 PET 采用的是电子准直方法，所以在机架上没有 SPECT 所使用的铅准直器。在机械系统方面，PET 与 SPECT 的要求一样，一般要求稳定、可靠、安全，还应能迅速灵活地调整定位；采集数据时应旋转平稳、精确，旋转中心准确。安探测器在机架上的排列形状和运动方式，PET 可分为：①固定型；②旋转型；③旋转一平移型；④摆动一旋转型等。

### 四、计算机与外围设备

外围设备则增加了如磁光盘（MOD）、激光相机等，使 PET 的图像存储量更大，胶片的影像更清晰。

## 第四节　核医学成像设备的布局

核医学成像是通过向病人体内注射含有放射性核素的特种药物，然后测量放射线在人体内的分布来获得医学图像的。射线源是高能量的 γ 射线，并且射线源在病人体内；另外，核医学成像使用的放射性核素的半衰期较短，一般为数小时，如最常用的$^{99m}$Tc（141keV）为 6.02h、$^{113m}$In（392keV）为 1.66h，18F（511keV）为 1.83h。鉴于核医学成像的这一特点，对其工作空间的布局有较特殊的要求。

### 一、核医学成像设备机房的选址

核医学成像设备不应只考虑其机房空间，还应考虑其他的附属空间，如标记室、给药室等。其整体空间的选择应根据医院的整体布局，并结合医学影像设备的布局，通盘考虑，并遵循下列基本原则：

1. *有利于放射防护*　核医学成像设备放射源在病人体内，应防止注射放射性药物后的病人流动造成放射性环境损害。另一方面，核医学成像科室通常都有自己的同位素标记室，甚至有条件的医院还有自己的同位素发生室。鉴于以上原因，核医学成像科室常单独建设机房空间，避免与其他科室有共同的公用病人空间。对于注射放射性药物的病人应采取相应的隔离措施。为减少放射防护设施的投入，机房应尽可能选在建筑物的一层。

2. *有利于设备的维护和放射性废物的处置*　机房应选在地势干燥，通风良好的环境里，其目的是防止设备的锈蚀和病人间的交叉感染。对核医学成像设备而言，由于必须使用放射性核素进行成像，因此对于机房环境，还要求方便放射性废物的处理。

3. *有利于工作程序*　核医学显像的过程从取药给病人注射起就开始直接接触 γ 射线，因此其场所依次为放射性储藏室、给药室、候诊室和检查室，并应避免无关人员通过。

## 二、空间布局与 γ 射线防护

1. *核医学成像设备工作空间布局*　安照国家关于核医学放射卫生防护标准的有关规定，核医学成像应分为三个区：控制区、监督区和非限制区。控制区指其中连续工作的人员一年内受到的照射剂量超过年限值的 30%的区域，如制备、分装放射性药物的操作室等。监督区指其中连续工作的人员一年内受到的照射剂量不超过年限值的 30%区域，如使用放射性核素的标记试剂室、显像室、放射性核素或药物的贮存区及放射性废物贮存区等。控制区和监督区可以采用国际通用颜色(红、黄)作为工作区域标志，并应在控制区进出口及其他适当位置设置电离辐射警示标志。非限制区指其中连续工作的人员一年内受到的照射剂量不超过年限值的 10%的区域，如工作人员办公室、未给药病人候诊区和走廊等。核医学成像设备通常应安装在监督区内。

2. *核医学成像设备工作空间的防护*　核医学成像设备工作空间应安工作空间布局分别进行防护，通常讲，控制区的防护要求最高，其次为监督区，非限制区一般不需要防护。对于核医学成像，由于所使用的放射性核素较之核医学治疗而言相对活性较低，半衰期短，能量也较低，因此其防护要求相对降低。另一方面，由于核医学成像的主要放射源是病人，而病人有活动能力，造成核医学成像科室的防护措施较难配置。放射防护的主要区域是同位素发生室和成像室，由于设备操作人员会经常与放射性药物和注射放射性药物的病人接触，为保证操作人员工作中受到的照射剂量不超过国际规定的限值，成像室和操作室之间应重点实施防护。

## 三、核医学成像设备机房的设计

机房面积应根据各种不同核医学成像设备来决定，应符合方便工作、方便病人和方便维修的基本原则。对于 γ 照相机，其机房面积要求为 30～40m$^2$；对 ECT 类设备，其机房面积不小于 40m$^2$。核医学成像设备是高精密的仪器设备，其运行对环境温度、湿度及环境清洁度等均有一定要求，对于温度和湿度的要求都非常高，因此机房和控制室内应配备相应的空调设备和除湿设备，室内温度以 18℃～22℃为宜，相对湿度应保持在 40%～65%，应保持环境的清洁和空气流通。

# 第五节　核医学成像设备的安装与调试

### (一)安装前的准备工作

设备安装前，应根据设备生产厂家提供的基本数据，对设备工作空间进行防护和改造处理，将空调设施安装到位，避免装机后安装空调的粉尘对设备性能和机房环境的不利影响。应严格避免在装修机房的同时开始设备的安装。

根据设备对电力供电的要求，争取在安装前完成配电工作，对于供电不稳定的地方，应配备供电系统的稳压装置，以利于安装工作的正常进行。对于新建的机房，应根据要求做好安全接地线路，并记录实测接地电阻的电阻值。

开始安装前，应准备好用于安装的基本器具和装置。

### (二)安装过程

1. *开箱验收*　开箱验收是设备安装前的一项重要工作，其目的是检查设备组件是否准确无误、设备经过运输后有无破损、以及设备附带相关资料和文件是否齐备。对于 SPECT/CT，PET/CT 和 SPECT/PET/CT，由于系统相对较复杂，系统部件相对较多，因此更应对照装箱

单仔细检查，以防出现漏装部件的现象引起的购销矛盾。

开箱的过程应以稳为主，避免开箱过程中对设备包装箱的剧烈冲击，因为这种冲击对设备造成的震动可能会导致如γ照相机内部部件的松动错位，为设备安装工作带来麻烦，并可能会引发其后使用中的高故障率。

2. 机装到位　核医学成像设备系统相对较小，机装过程比较简单，可参照其他医学影像设备的机装过程，逐一把设备各部件安放在适当的部位。部件的安放应以方便使用者操作、方便对病人进行处理、方便设备操作者在成像过程中观察病人状况以及方便设备维修和保养为原则。

对于γ照相机类设备，由于其探头重量较大，因此安装中应充分考虑机械配重，以防安装事故的发生。另一方面，由于核医学成像所使用的γ射线受空气的吸收和散射的影响较严重，因此，对于需进行旋转扫描的 ECT 类设备，在安装过程中应特别注意对病人床的安装，应保证病人床的纵向移动方向与机架旋转轴平行，并尽可能平行于地面。病人床的纵向移动轴线与机架旋转轴的不平行会引起无法校正的探测器倾斜，造成成像质量的降低。由于旋转中心的偏移会对图像质量造成较大影响，因此，在机架安装时应特别注意机架的水平和机架底座的固定，尽可能减少机械方面产生旋转中心偏移的可能性。

对于 SPECT/CT，PET/CT 和 SPECT/PET/CT 类核医学成像设备，由于设备中带有 X 线 CT 装置，因此，安装过程中应参考 X 线 CT 设备安装的相关内容。

3. 接线　机装到位后，开始接线工作。接线中应注意安照接线图准确接线，与其他设备一样，错误接线可能对设备造成严重的损害。接线中最值得注意的是来自于探测器的信号电缆的走线，由于这些电缆直接传递接收到的信号数据，而这些数据的传输过程中的任何干扰都会在最终形成的影像上表现出来。因此走线上应尽可能把信号电缆与电源电缆分开，减少电源电缆所产生的电磁场对数据信号的干扰。

**(三)设备调试**

核医学成像设备的调试工作应从低压通电开始，首先检查和调试机械系统的运行状况，最后才是对光电倍增管的高压通电调试和对图像的调试工作。

1. 机械系统运行调试　首先对病人床的运动进行调试，检查其各种动作与控制单元的标定(运行方向与运行按钮)是否相符，并根据说明书测量其运动精度，精度应在厂家提供的范围之内。其次检查探测器的运动，并测量探测器运动的实际角度与指示角度的偏差，使这一偏差达到最小程度。再次，检查探测器旋转扫描的运动均匀性，对于 ECT 类设备而言，旋转速度的均匀性与影像质量有密切的关系，对此项检查应仔细进行。再次，对γ照相机全身成像设备，探测器的直线运动及其运动的均匀性会对全身成像的影像空间分辨率产生较大的影响，应仔细调试。最后，对于 SPECT/CT，PET/CT 和 SPECT/PET/CT 类核医学成像设备，还应对其 CT 装置部分进行认真仔细地调试。

2. 系统性能参数初调　机械运行调试以后，就可进行探测器的高压通电调试。通常高压通电后，对系统的性能参数的初调，对于具有性能参数测试功能的核医学成像设备，可以在设备的系统程序的引导下，逐项地完成；当无此功能时，需要由专业技术人员进行手动调试。

## 第六节　核医学成像设备的验收

在核医学成像设备安装以后或经维修以后，应对设备进行验收，以保证获得良好质量的医

学影像。经维修后的验收应参考安装后验收的数据，因此安装后验收的原始资料应妥善保管。

**（一）机械性能验收**

机械性能验收是对设备的机械运转情况的检验，主要包括设备的探测器机架或扫描架、准直器和病人床等机械部分的运转状况，以及准直器与探测器的配合情况。

1. *探测器机架或扫描架* 探测器机架的机械运动主要是探测器的旋转和探测器的横向移动。对于探测器的旋转，应测定其旋转的实际角度，并与显示角度进行比较，使其一致。对于ECT设备，应检查其旋转扫描步进角度是否均匀，以及旋转的运行是否平稳。探测器的横向移动决定了探测器与病人之间的距离，或对ECT设备将决定了断层的视野，因此，应检查其运动精度，通常情况下对同一检测器，在90°和270°位置时旋转轴与探测器之间的距离应一致，或其差别小于1cm。旋转半径定义为探测器位于0°和180°时的准直器表面距离的一半。对于使用探测器机架移动进行全身成像的核医学成像设备，还应检查其水平移动的速度均匀性和运行的平稳性，以及以各种速度运行时的精度。

2. *病人床* 病人床的验收包括对床体升降、床面左右移动和床面纵向移动的验收，重点验收其由说明书给出的最大移动范围、移动精度和移动速度。对于利用病人床的纵向移动进行全身平面成像的核医学成像设备，应对床移动的纵向运动精度和移动速度进行重点验收。

**（二）性能参数验收**

由于核医学成像的种类不同，性能参数应分别对γ照相机和ECT进行验收。目前许多核医学成像设备的软件中带有性能测试的软件，性能参数的验收可以在相关软件的引导下，安规定测试方法和测试条件进行。

1. *γ照相机的验收*

（1）空间分辨率：空间分辨率分为固有空间分辨率和系统空间分辨率，验收结果应与出厂结果近似，不大于出厂结果的110%。常规检测结果应不大于验收值的120%。

（2）固有能量分辨率：能量分辨率的验收结果应与出厂结果相同，常规检测结果应与验收结果相近。通常能量分辨率FWHM的典型值为9%。

（3）固有泛源均匀性：用目测方法判断，该测试所获得的影像应无明显的热区和冷区，视野内亮度和密度应相当均匀。采用标准测试方法的测试结果，积分均匀性在UFOV内＜±7%，在CFOV内＜± 5%；微分均匀性在UFOV内＜±5%，在CFOV内＜±4%。常规检测结果应不大于验收结果的20%。

（4）固有空间线性度：用目测方法判断，该测试所获得的铅栅影像应无扭曲。采用标准测试方法的测试结果，绝对线性度UFOV内＜1mm，在CFOV内＜0.6mm；微分线性度在UFOV内＜0.5mm，在CFOV内＜0.3mm。常规检测结果的可接受范围与空间分辨率相同。

（5）固有计数率特性：通常来讲，大视野矩形探测器的最大计数率＞200kcps，大视野圆形探测器的最大计数率＞100kcps。验收结果应不低于出厂结果10%，常规检测结果与验收结果的差＜± 20%。

（6）多窗空间重合性：该参数的验收结果应不大于出厂结果的10%，常规检测结果与验收结果的差＜± 20%。

（7）系统灵敏度：系统灵敏度随所使用的准直器类型的不同而不同，其值约在$5.4\times10^{-3}\sim18.9\times10^{-3}$cpm/Bq之间，检测结果应不低于出厂结果的90%，常规检测结果应与验收结果相近。

2. ECT 的验收　由于目前 ECT 类设备多采用 γ 照相机作为探测器，因此 ECT 的验收主要还是围绕 γ 照相机性能参数的验收来进行。与之不同的是如下参数：

(1)COR：此项检测所获得的点源影像与矩阵中心的距离在验收时应小于 0.5 像素(±1.5mm)，并把结果存于计算机中，用于图像重建时的 COR 校正。

(2)断层空间分辨率：断层影像的空间分辨率应不大于平面影像空间分辨率的 10%。验收结果可参考 γ 照相机空间分辨率的验收。

**(三)图像处理验收**

对于图像处理的验收，除观察图像的分辨率以外，还应检验其固有的自动校正功能，如均匀性校正、散射校正和衰减校正等，具体方法是在有校正情况下和无校正情况分别采集一幅图像，比较两幅图像，观察其校正的实际效果。另外，验收中还应重点检验图像的各种后处理功能，各种滤波函数的滤波效果，以及不同重建方法如滤波反投影法、迭代法的成像效果等。

## 第七节　核医学成像设备的保养

### 一、保养内容

核医学成像设备的保养是对设备运行的全方位保养过程，对设备的正常运行、减少设备的有形磨损、获得高质量医学影像等起着非常重要的作用。核医学成像设备的保养应从以下几个方面来进行。

**(一)保持环境和合理操作**

应重点注意对环境湿度的监测和机房空间通风，因为探测器的闪烁晶体多采用 NaI 晶体，这种晶体的一大缺点就是易潮解，因此，必须保持机房干燥，机房内应配备除湿机，并每天清理除湿机的水箱。环境温度的变化会造成检测器灵敏度的变化，因此，应保持机房内良好的温度稳定性。良好的通风对减少挥发性药品对环境的影响十分重要，应每天定时对机房进行通风换气。

合理操作是保证设备正常运行的前提，操作中应注意以下几点：

1. 光电倍增管的高压突然中断会对探测器产生不利影响，因此应防止这种突然中断。

2. 当不进行显像时，探头应水平放置，闪烁晶体向下，这样有助于光导与晶体的紧密连接。

3. 不进行固有性能测试时，保持准直器配置在探测器上，这样做有利于防止探测器受到机械损伤。

4. 更换准直器时，应顺便检查探测器、准直器和准直器支架有无损伤和异常。

5. 保证室内温度变化<3℃/h，以防止温度突变造成闪烁晶体碎裂。

6. 防止放射性物质对探测器的污染。

**(二)机械装置检查及润滑**

每天检查准直器、探测器和病人床的牢固性、操作的灵活性、探测器升降和旋转的可靠性以及制动和限位装置的有效性。

应定期检查机械运行装置和部件，对于病人床、扫描旋转机构、探头位移机构等应重点检查其移动或旋转的平稳度和位移精度等，实际测量旋转角度和位移位置，与相应的显示值进行比较，并通过调校使之一致。对全身成像或扫描成像，还应检查机械运行速度，避免运行速度

不均匀对成像质量带来的不良影响。定期对上述各机构的传动部分进行润滑，以保证其正常工作，减少磨损，良好的润滑还是机械运行的平稳性和运行精度的重要条件。

**(三)电气部件保养**

核医学成像设备的电气部件主要包括计算机系统、图像打印机或多幅照相机、探测器支架控制电路、病人床控制电路、机械操作显示器、探测器高压供电电路、探测器信号接收电路以及电源电路等。对其日常保养的主要内容是对电路板进行清除灰尘处理和检查接插件的连接是否牢固。电气保养当环境较好时，可以每年进行 1 次，环境较差时，每半年进行 1 次。进行保养时应确保整个设备处于断电状态，保养过程中应严格避免对电路板上的可调元件进行调整，否则可能造成设备运行状态的改变，影响图像质量。

应定期检查设备的安全接地状况，防止不良接地对设备造成的损害和对病人的伤害。

**(四)核医学成像性能参数调校**

核医学成像性能参数是核医学成像的质量保障，包括固有参数和系统参数，因此应适时对性能参数进行调校，保证获得的影像的质量。对性能参数的调校可以按以下的时间表进行。对性能参数进行调校是设备保养的重要内容。

## 二、保养时间表

核医学成像装置的机械部件的保养时间表与其他几种医学影像设备大同小异，可参考进行。表 18-1 是核医学成像设备的保养时间表。如果 ECT 采用 γ 照相机探测器则其还应进行 γ 照相机的相关性能参数调校。

**表 18-1 核医学成像设备保养时间表**

| 核医学种类 | 项 目 | 间隔时间 |
|---|---|---|
| γ 照相机 | 固有能量分辨率 | 1 次/月 |
| | 固有泛源均匀性 | 3～6 次/周 |
| | 固有空间分辨率 | 1 次/月 |
| | 固有空间线性度 | 1 次/年 |
| | 固有计数率特性 | 1 次/年 |
| | 多窗空间重合性 | 1 次/年 |
| | 系统灵敏度 | 1 次/月 |
| | 系统空间分辨率 | 1 次/年 |
| | 机械性能 | 1 次/半年 |
| | 总体性能 | 1 次/季度 |
| ECT | COR | 1 次/周 |
| | 断层分辨率 | 1 次/季度 |
| | z 方向分辨率 | 1 次/半年 |
| | 灵敏度 | 1 次/半年 |
| | 均匀性 | 1 次/半年 |
| | 机械性能 | 1 次/半年 |
| | 总体性能 | 1 次/季度 |

(山东省医学影像学研究所 昝志生)

# 第19章 共用数字设备

医学影像学已进入全面数字化时代。除了各种影像设备在快速发展外，共用数字设备也在迅速发展中。本章介绍用于硬拷贝的医用相机、医学影像显示器以及影像归档和传输系统(picture archiving and communication system，PACS)。这些设备同时为各种医学影像成像设备服务，成为它们正常运行不可缺少的一部分。

## 第一节 医用相机

医用相机(imager)的应用起始于1980年代，以医用多幅照相机、医用激光相机(laser imager)为代表。经历20余年发展至今已经成为各种数字化医学影像设备硬拷贝的必需装备。医用激光相机与阴极射线管(CRT)多幅照相机相比较，其成像原理发生了质的变化。激光相机克服了多辐照相机光学及荧光屏的畸变引入的噪声和几何失真，以独特的数字化点阵和灵活多变的成像打印尺寸提供了高质量的医学影像信息，是医学影像成像打印技术的一次技术革命和质的飞跃。现在，网络技术正迅速发展，无胶片放射科是未来的目标。但目前普及面尚有限，照片仍然是影像记录、诊断阅读、相互交流和病例存档的主要介质。

与医用相机配套使用的胶片根据其感光显像方法的不同可分为激光胶片和热敏胶片两种，激光胶片又分为湿法显像和干法显像两种。因此，医用相机通常也划分为湿式激光相机、干式激光相机和干式热敏相机三种类型。

进入21世纪后，技术革新以及设备的更新换代速度明显加快，干式激光相机和干式热敏相机得到大量应用，目前正在或已经全面(部分地区)取代湿式激光相机，成为数字化医学影像成像设备"硬拷贝"的主力机型。

### 一、医用相机分类

根据不同的分类方法激光相机可分为多种类型。现介绍如下：

**(一)根据感光和显像方法分类**

根据感光和显像方法医用相机分为激光相机和热敏相机。

1. 激光相机　激光相机均使用激光直接扫描胶片使之感光。但根据显像环节的方法不同又分为湿法显像(显、定影冲洗显像)的湿式激光相机，和热显像的干式激光相机。

2. 热敏相机　成像过程只有热的介入而使胶片显像。有热敏头直接热力显像(打印)和热升华显像两种。

**(二)根据激光源分类**

激光相机根据激光源的性质不同，医用激光相机分为氦氖激光相机和红外激光相机。

1. 氦氖激光相机　使用氦氖气体激光发生器。氦氖气体激光发生器是气体激光器，具有稳定性好、聚焦性能好(激光束可以被聚集到原子级，再加上选用特殊的超微粒激光胶片，可获得较高的影像清晰度)、造价低等优势。其波长为633nm，接通激光器后需要预热10min，使其

预热达到一定温度后才能运转。

2. 红外(半导体)激光相机 采用红外激光发生器。半导体激光发生器具有调制速度高、寿命长、体积小、效率高、直接调制输出方便、抗震性能较好等特点。半导体激光的波长为670～820nm,在红外线波段范围内,因此,经常称其为红外激光相机。

**(三)根据是否需要湿法冲洗胶片分类**

根据成像过程是否有湿法冲洗环节,医用相机分为湿式激光相机和干式相机。

1. 湿式激光相机 湿式激光相机是在激光感光后采用湿法显像技术的相机。该方式拥有优秀的成像质量,尤其是优良的对比度表现力,而广受青睐。其缺点是在显像环节需要配备胶片冲洗设备(洗片机),经过显定影冲洗成像。因此,影响影像质量的因素增多;且消耗水资源,污染环境;长期接触带刺激性气味的化学冲洗药液对操作者有潜在危害。

2. 干式相机(dry imager) 干式相机有干式激光相机和直接热显像两种。在完全干燥的环境下、不需要冲洗胶片的化学药液、无需配备供排水系统即可打印成像。干式相机无需专门暗室,可安装在影像设备的操作间使用。因其无化学药液的消耗和污染,是环保型硬拷贝设备。

## 二、医用激光相机

**(一)工作原理**

激光相机虽然根据其对胶片显像的处理方式不同可划分为湿式和干式两种,但是它们在激光感光环节的设计和工作原理大致相同。

1. 激光成像系统原理 一般医用激光相机成像系统的工作原理按照信号流程和胶片行程的描述是:①数字化医学影像设备输出的数字化影像信号由激光相机接口送入激光相机的存储器中;②胶片由供片暗盒自动提供,在引导轴传送下高精度地移动到打印滚筒的位置;③激光相机根据存储器中影像信号的不同产生不同强度的激光束,激光束通过摆式反光镜反射,并通过多棱镜的旋转对专用的激光胶片进行扫描式地曝光打印;④在整个曝光过程中装载胶片的打印筒与激光束同步运动,按预先编排的打印版面(例如 1,2,4,6,8,12,16,20,24,30 等分格)进行打印,激光胶片在激光束的照射下感光形成潜影;⑤激光胶片将被传送到后续的显像环节应用“湿法”或“干法”显像处理后产生影像照片(图 19-1);⑥湿式激光相机可以通过专用连接部件与其显定影系统——洗片机直接对接,实现一体化、全自动、高效率的工作,进行后续的显影、定影、水洗、干燥等处理;也可以不直接连接,但是需要人工去暗室冲洗,工作效率将下降;⑦干式激光相机成像无需化学处理的洗片过程,经过热鼓加热显像。

根据传送到相机的医学影像的大小、所选择的胶片尺寸,相机将会自动选择适当的像素尺寸。大多数情况下,每个像素尺寸约为 90μm,影像较大时,每个像素约为 75μm 左右,目前能达到的最高性能是 25μm。激光照片的光密度范围一般为 0.2～3.2。图 19-1 是激光相机的系统框图。

2. 灰阶密度校正和控制系统 由于激光相机具有独特的灰阶密度自动反馈以及人工/自动校正和调节控制系统,所以它能获得和主控计算机影像监视器上完全相同的影像。影像的密度控制可由三方式完成:

(1)由数字影像设备选择合适的窗口技术作为标准输入信息。

(2)利用激光相机内提供的标准灰阶测试影像。

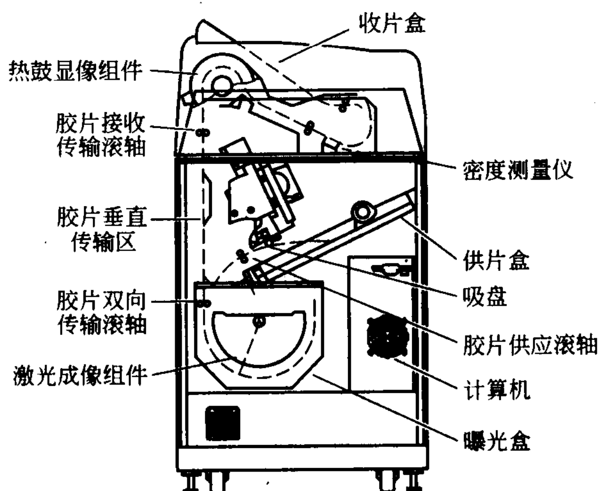



图 19-1 激光相机系统框架图

(3)选定激光相机内提供的特性曲线(一般提取 5～6 种特性曲线),结合洗片机的效果,自动校准每一级灰阶的标准密度。具体校准步骤是:①利用激光相机提供的灰阶影像(可提供多种形式的影像,任选其中一种即可);②固定胶片型号和洗片条件;③打印出灰阶照片后,用密度仪测量各级的密度,然后依次输入医用激光相机的校正系统即可;④激光相机内计算机自动修正各级的密度。

3. *半导体激光器的基本工作原理* 激光是"辐射光子激发发光放大"(light amplification by stimulated emission radiation,laser)的首字母缩写词,激光相机(laser imager)又称为激光照相机(laser camera)、或激光打印机(laser printer)。

医用激光相机中用到的半导体激光器的基本工作原理是流经半导体二极管 PN 结的注入电流超过一定阈值时,$p$ 型和 $n$ 型半导体材料覆盖层之间的有源区载流子形成反转分布,即导带中拥有电子,而且对应的价带中则流有空穴,导带中的电子向下跃迁至能量低的价带,而发生电子和空穴的复合,发生受激辐射,产生光子,由于谐振腔的反馈作用,使其产生激光。从结构上看,半导体激光器与其他类型的激光器一样,可以看作由工作物质、光谐振腔和提供能量使得粒子数发生反转的泵组成。

**(二)湿式激光相机**

1. *湿式激光相机及洗片机的构造* 包括打印系统、胶片传输系统、打印接口、信息传输和存储系统、控制系统和打印机等部分。

(1)激光相机打印系统:是激光相机的核心部件,包括激光发生器、调节器、发散透镜、多角光镜、聚集透镜、高精度电机以及滚筒等。其功能是完成激光扫描,使胶片感光。激光发生器是激光成像系统的光源,激光束将输入的信号以点阵方式记录在激光胶片上。

(2)胶片传输系统:包括储片盒、受片盒、吸盘、辊轴、电机及动力传动部件等。其功能是将未感光的胶片从储片盒内取出,经过传动装置送到激光扫描位置。当胶片感光后再将胶片传送到受片盒,或直接输送到自动洗片机的输入口,完成胶片的传输任务。

(3)打印接口、信息传输及存储系统：包括打印接口、磁盘、打印接口记忆板、电缆或光缆以及A/D转换器、计算机等。它的主要功能是将医学影像设备上所显示的影像数据、扫描参数条件、受检者信息通过电缆、打印接口、A/D转换器输入到存储器，再进行激光打印。

①打印接口：分视频接口和数字接口，数字接口又分IEEE422数字接口和DICOM 3.0网络接口。根据医学影像设备的输出情况不同选择使用不同的接口类型和方式。

激光相机一般为多接口配置，可同时满足1～16台医学影像设备的影像打印工作，但有的厂家标准配置仅提供1台医学影像设备的影像打印接口许可。

②信息传输及存储系统：为保证多机输入同时进行，激光相机内设有大容量硬磁盘，打印接口记忆板上有大容量随机存取存储器(RAM)，以便对传输进入的影像进行缓冲存储和打印队列的管理，确保影像连续的输入和影像打印无阻塞、连续、有序、可控地进行。

(4)控制系统：该系统包括键盘、控制板、液晶显示板以及各种控制键或旋钮，用于控制和选择激光相机的配置、幅式、片盒规格、接口和连接设置、影像质控调节等作用。

(5)洗片机：与湿式激光相机相配套使用的洗片机和冲洗套药。

2. 湿式激光相机的工作原理　如图19-2所示。

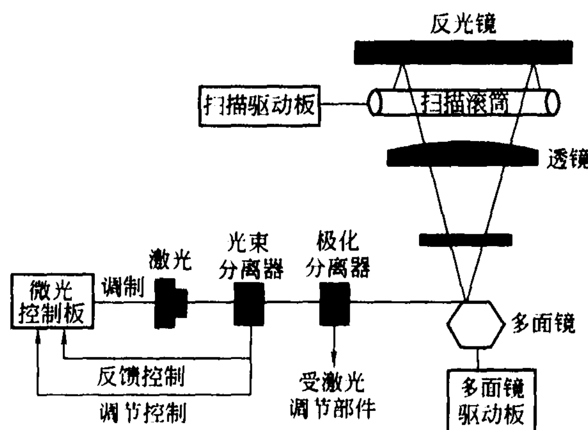



图19-2　医用激光相机工作原理示意图

(1)当激光相机接通电源后，机器控制系统(MCS)对中央处理器(CPU)和传递系统进行自检。自检完成后，MCS送硬件复位指令到影像管理系统(IMS)，使IMS初始化。在上述程序工作的同时洗片机的红外线加热器对显、定影液进行加热。当激光相机控制面板上的“Ready”绿色指示灯亮时，激光相机准备完毕，可以开始使用。

(2)操作者用遥控器(键盘)存储按钮存储每一幅影像，并向多路器(MMU)送出指令和影像数据。MMU接到指令后，由CPU控制输出数字化的影像排版模式编排器。根据操作者的设置，成像装置把影像的像素单元的灰度值以数字方式输入到激光相机的存储器中，同时将数字化的影像编排成行和排、并放大。通过D/A(数字/模拟)转换器将影像数据从数字量转化成模拟量信号输送到激光调制器。影像模拟信号控制激光调制器，用以改变激光束的明暗度，并以此直接控制对每一个像素单元的激光曝光程度。如果由计算机按顺序输出与激光束在胶片上的位置的同期信号，则可以将顺序不同的电信号作为平面影像由激光照射在胶片上。影

像的分辨率主要决定于激光束的直径和激光束扫描的精度(像素大小和矩阵数)。

(3)激光束通过分散透镜系统投射到一个在X轴方向上转动的多角光镜,或电流计镜上再折射。折射后的激光束再通过聚集透镜系统按“行式打印”在胶片上,这种方式亦称X轴快速扫描。与此同时,胶片在高精度电机的带动下精确地在Y轴上均匀地向前移动,完成整个胶片的“幅式打印”,这称为Y轴慢速扫描。在此过程中,利用光敏探测器从一个固定光束分流镜中连续不断采取信号,反馈到激光发生器,使激光束持续保持稳定。这样,以每秒达600行影像数据的速度精确地打印全部影像。

(4)激光束的强度还可由附加的调节器人工、或自动设置调整影像的亮度和对比度,调节器受数字信号控制。

(5)胶片由供片的储存暗盒自动提供胶片,在引导轴传送下装载在专用的打印滚筒上,滚筒随即转到打印位置。

(6)激光束按照计算机及矩阵指令,把影像的像素单元灰度值的数字化密度传入激光相机存储器中,直接控制对于每一个像素单元的激光曝光时间,进行强弱改变。

(7)激光束通过多棱镜的旋转进行扫描式的打印,在全部曝光过程中滚筒和激光束做精确的同步运动(如图19-3所示)。

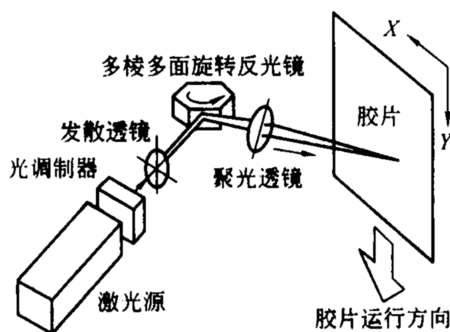



图19-3 激光成像原理示意图

(8)根据主机成像装置编排的版面和影像尺寸,选择多幅影像的影像取舍和排列,用操作盘来完成。此项手工操作也可以由医学影像成像设备主控计算机中的自动排版照相(auto filming)软件来自动完成。

(9)待全部影像打印完后,胶片即被传输到受片盒内或传输到洗片机内自动冲洗。

3. 医用洗片机的构造和工作原理

(1)基本构造及作用:自动洗片机的基本结构包括胶片传送系统、药液循环系统、药液补充系统、药液温度控制系统、显影时间控制系统、水洗系统、干燥系统、控制显示面板及相关电路。自动洗片机的外形结构如图19-4所示。图19-5是自动洗片机的内部结构断面图。

胶片传送系统由可变速电机、传动齿轮、辊轴等组成,胶片传送系统的作用是完成胶片的接纳和传输。

药液循环系统由循环泵和相应的循环管道组成,有显影液循环和定影液循环,其作用是保证洗片药液浓度和温度的均匀性。

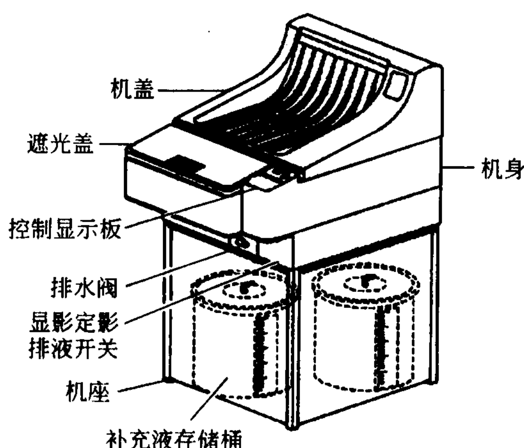



图 19-4 自动洗片机的外形结构图

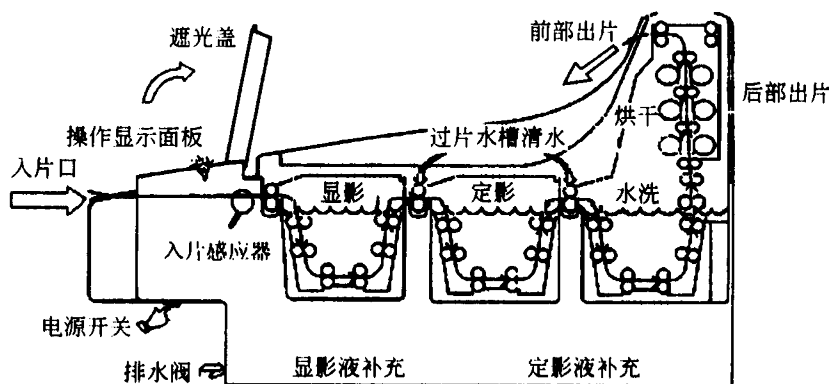



图 19-5 自动洗片机的内部结构断面图

药液补充系统的组成包括补充泵、补充液存储桶和相应输液管道。有显影液补充和定影液补充，作用是传感器感受到的胶片，CPU 估算出面积，根据面积决定补液量，驱动补液泵工作进行补液，保证药液的量。

药液温度控制系统由加热管、温度传感器及相关电路组成，温度传感器将药液温度传送到 CPU，CPU 根据设定温度控制加热管的工作状态，确保药液温度的恒定。

显影时间控制系统主要由胶片传送变速电机的转速传感器及相关电路组成，CPU 根据设定的洗片时间控制胶片传送电机的速度控制显影时间。

水洗系统主要由进水管、进水限制阀、出水管组成，作用是洗去胶片上残留的药液。

干燥系统的组成是加热丝、风扇及加热电路和控制电路。作用是将冲洗的胶片进行烘干处理。

控制显示面板主要是实现人机对话，可以通过它设定洗片时间、药液温度、补液量、烘干温度等。

(2)洗片过程：接通洗片机电源，设定显影时间、药液温度、烘干温度等。当胶片进入洗片机入片口，入片感应器感应到胶片，则胶片传送电机运转，传片系统启动，同时药液循环系统、药液补充系统、干燥系统工作，胶片经显影、定影、水洗、烘干等自动完成洗片过程。

**(三)干式激光相机**

1. 干式激光相机的构造　干式激光相机主要由控制板、片盒、供片滚动轴、激光成像组件、热鼓显像组件、机壳等组成。其中激光成像组件以及显像热鼓是干式激光相机的关键部件。

2. 激光成像组件　干式激光相机激光成像组件所使用的激光二极管光点直径非常小(80/40μm，300/600dpi)。发射的激光属于红外区。激光发射源非常稳定，并可精确调节发射功率。极宽的动态范围，对灰度级别的数量没有限制，动态范围可持续扩展。激光光头寿命长。扫描成像速度快，每秒扫描超过 200 万点。

3. 显像热鼓组件　显像热鼓组件应用于激光感光、热化显像的干式激光相机中。热鼓组件外形直径为 160mm，鼓长(工作面)为 410mm、重量 7.5kg，热鼓工作面表层有一层柔软、细腻的，厚 1.5mm 的导热合成橡胶。热鼓工作层是主动轮。热鼓上面约小于 180°弧面有 20 根具有镜面光洁度，刚性极好的金属细小辊轴包绕半圆，称为从动轮，其弹性压力设计为确保胶片和热鼓表面滑动配合，传送胶片恰到好处，从而保证图像质量。从动辊轴的组件的外周是保温层。整个从动轮组件为维护的需要设计成可以方便快速分离。鼓芯为固定不动体，其结构为同心圆栅状印刷体式电热器，内装有温度传感器，电源和控制信号线由一端输入。热鼓圆的工作面内径和同心圆电热鼓芯保持良好的无间隙感的滑动匹配。开机后，热鼓工作面始终均衡旋转，无温度梯度差，从而确保显像质量。

显像热鼓是决定最终成像质量的极重要部件，又是整机中最易损伤和昂贵的组件之一。由于硬件损坏影响图像质量的主要因素来自该热鼓组件，其中包括：热鼓表面温度的一致性，表面平整度、柔软性等。

4. 工作原理　干式激光相机采用的激光感光、热化显像技术是用激光束扫描干式激光胶片，保证了影像在处理过程中的精密度和一致性。在感光过程中打印头不接触胶片，避免了打印头和胶片摩擦产生的打印头损耗及对影像的影响，如图 19-6 所示。干式激光相机的工作原理如下：

(1)供片系统：即片盒，主要为安装、抓取、提供胶片，并可自动识别胶片数目。

(2)激光扫描系统：将系统生成的影像信息经过高压、调制、放大生成激光影像信息扫描到胶片上，通常为固体红外或气体激光两种。

(3)热鼓显像系统：将经过激光扫描过形成潜影的胶片通过一套高温装置，经过高温直接使得特制的银盐在高温下完成还原反应，析出银颗粒，完成潜影的显像过程。除银盐之外的其他物质被气化蒸发掉，被气化蒸发的物质应进行过滤、吸附、回收，以免造成空气污染。因此，干式激光相机虽然取消了洗片机，减少了显定影液体排放污染，但由于气化蒸发的物质中潜在含有重金属化合物(银盐)，其排放仍具有潜在危险性，尤其当过滤、吸附、回收装置出现故障时更为明显，其潜在的环境污染和对工作人员身体健康潜在的危害，需要加强管理和控制。

(4)控制系统：接收外部设备传入的影像格式信息并转化为内部系统信息打印在胶片上；内置有密度自动监测组件。

(5)显示系统：可显示设备状态及各种提示并可进行调节处理操作。

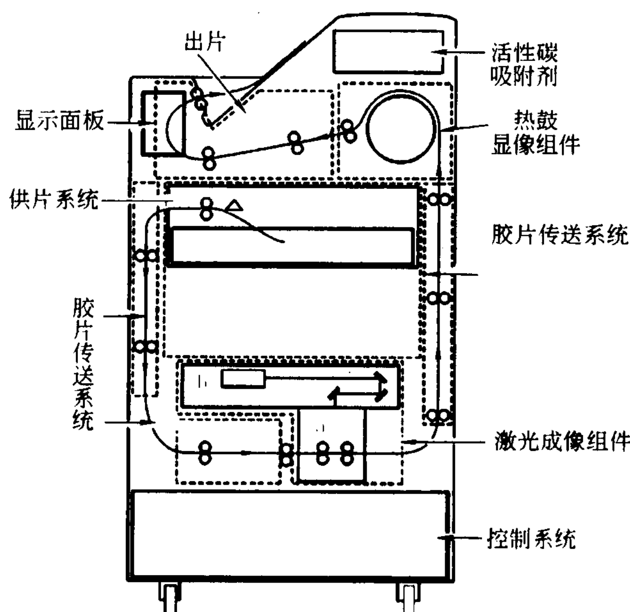



图 19-6　干式激光相机内部结构和影像机印流程图

(6)干式激光胶片：在湿式激光胶片的基础上，将显、定影物质及成像物质全部集成在胶片上，做工更精细，感光特性与湿式激光片相类似。

## 三、医用热敏相机

医用热敏相机与干式激光相机不同的是它没有激光成像组件，也没有热鼓显像组件，它是采用热敏打印头直接使热敏胶片成像的技术，或者是采用加热头直接加热热敏胶片的着色剂层，使其蒸发、升华、转移成像的热升华(即热扩散染色)热敏成像技术。

**(一)直热式热敏相机**

1. *热敏打印头*　热敏打印头应用于采用直热式热敏成像技术的热敏相机。热敏打印头由铝基板、瓷质底层、光滑球体、保护层、抵抗层、加热线(电阻)、电极等组成，如图 19-7 所示。它的功能是把数字影像通过发热元件转换成照片上的灰阶影像。铝基板可增加额外的机械力量；瓷质底层可支持球体；光滑球体可减少摩擦、消除伪影；保护层具有减小摩擦、隔热、降温的作用；抵抗层厚 0.5μm，可增加机械强度；加热线(电阻)由排列成阵列方式的单独电阻元件组成，每个电阻均可单独发热，用以加热胶片，记录影像；电极给加热线通电。

2. *工作原理*　热敏相机采用热敏打印头直接使胶片受热显像的热敏成像技术。从功能上划分，热敏打印头由放热部分、电路控制部分和放热散热片构成，如图 19-8 所示。

(1)放热部分的放热电阻进行发热，便可在胶片上打印影像。

(2)保护套覆盖着的控制电路安装了控制数字影像数据转换成发热影像灰阶的脉冲值。

(3)由于热敏头的加热线是由许多个热敏电阻排列而成的阵列构成，这些元件可以单独被激活，这就保证了能进行像素打印。

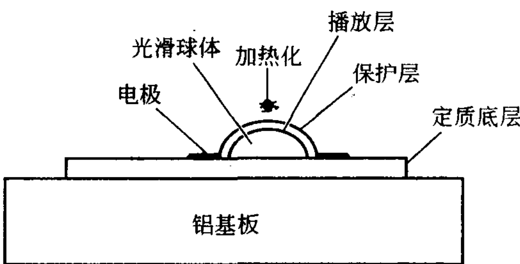



图 19-7 热敏打印头结构示意图

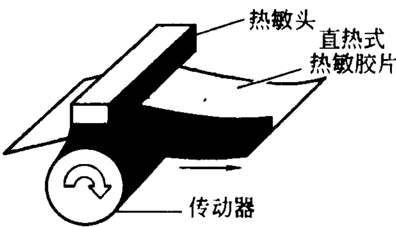



图 19-8 直热式成像原理示意图

(4)代表像素灰阶等级的热敏脉冲值促使热敏电阻发热,其发热温度在 100～200℃之间。

(5)为保证热的传递效率,热敏头与胶片是靠 300g/cm$^2$ 的压力紧密接触的。

(6)热敏胶片热敏层中的显像剂在温度和压力的双重作用下便发生变化,使热敏脉冲在热敏胶片上产生灰阶影像。

(7)热敏头的温度越高,时间越长,压力越大,胶片被加热的温度越高,影像的密度值就越大,即照片越黑;反之则白。

3. 干式激光相机成像和直热式热敏相机的比较　见表 19-1。

表 19-1　干式激光相机成像和直热式热敏相机的比较

| | 干式激光相机光热成像 | 热敏相机直接热成像 |
|---|---|---|
| 与湿式激光成像 | 相似 | 不同 |
| 显影微粒 | 银原子 | 碳颗粒 |
| 微粒分布 | 化学分子,均匀 | 物理颗粒,不均匀 |
| 信号载体 | 激光 | 温度 |
| 信号传输 | 激光数字脉冲 | 温度时间延迟 |
| 信号接收 | 精确,无接触 | 不精确,有接触 |
| 成像环境 | 稳定均一 | 变化中 |

**(二)热升华式医用热敏相机**

干式热升华技术基于双膜部件系统设计,一个部件称为原料物质膜,另一个称为受体膜,在外界所施加的热力作用下,彩色染色剂在变化的热力强弱作用下从原料物质膜因受热蒸发、

气化、升华到受体膜形成彩色或合成灰度影像。

热升华技术，是利用从气态到固态和从固态到气态不需中间状态，互相转化的升华过程来实现。原料物质膜中的染色剂（是调色剂与聚合物相混合的染料）在“热敏打印头”发热因子的热力作用下进行升华、将染料附着在受体膜成像层上。

当打印时，胶片通过一个转鼓，这个转鼓上面安装有数以万计的半导体加热元件，这些加热元件是由直径小于40μm的单晶硅发热点阵阵列组成，给热敏打印头上的这些发热点阵通电可以产生精确调节控制的热力，在热力作用下，涂敷在原料物质膜中的染色剂发生转化，在大约160℃时，热力迫使染色剂聚合物分子由固体状态直接转化为气态（固态不经过液化就直接变成气态的过程称为升华），并喷射、扩散到受体膜成像层上。当打印头一过，温度下降，染色剂聚合物分子又由气态直接变为固态，即染色剂聚合物分子重新聚合在一起产生彩色或灰度影像。每个半导体加热元件都可以调节出256种温度，从而能够调节色彩的比例和浓淡程度，实现连续色调的彩色影像效果。热升华式干式热敏相机的分辨率取决于热敏打印头中的加热元件，成像过程中颜色施加的多少取决于加热元件的温度，在一张胶片上通过上述升华过程可产生几百万个颜色的混合体，因此，可得到优质的成像效果。

## 四、医用相机主要技术指标

相机主要技术指标有：打印速度、供片通道数、分辨率、带设备量、最低最大密度等。

1. *打印速度*　高速打印意味着大吞吐量，可适应多影像设备的联机打印工作需要。大胶片、高分辨率打印速度慢，小胶片、低分辨率则相对较快。

（1）8×10英吋胶片：每小时可打印160张（23s/张）；首张处理打印时间57s。

（2）14×17英吋胶片：每小时可打印100张（36s/张）；首张处理打印时间76s。

（3）8×10英吋乳腺专用高分辨率胶片：每小时可打印140张。

2. *多供片通道*　一般可配置1～3个供片通道。即经过硬件配置和软件设置，最多可配置如下任意三种胶片组合同时在线使用：8×10英吋、10×12英吋、11×14英吋、14×14英吋、14×17英吋胶片，方便地适应影像科的多种临床需求。

3. *最小最大密度*　胶片是相机的配套材料，各厂家之间不能混用。要求打印出的照片其最小密度在0.2～0.23间，最大密度在3.0～3.3间。

4. *分辨率*　分辨率：每英吋508点（508 points per inch，ppi）；像素点尺寸：25～50μm；灰度分辨率可达16,384级（14位）。14位像素字长比12位像素字长具有更高、更细致的灰度分辨率。

5. *网络连接*　网络：以太网；协议为DICOM 3.0。现在大部分相机能带16台设备。

## 五、集成网络影像打印系统

相机在实际应用中，大多采用一台相机连接一台或两台数字影像设备。随着影像设备的不断增加，一对一或一对二的连接方式显然既不经济也不安全。如果每台影像设备配一台医用相机，费用很大，且一旦相机发生故障，则可能直接影响主机的使用。如果能够用计算机网络技术把2或3台、甚至更多的相机连接成一个相机集成网络影像打印系统（如图19-9所示），则可彻底解决相机出现故障维修时的停机问题，既降低运营成本，也保证影像安全持续的输出。

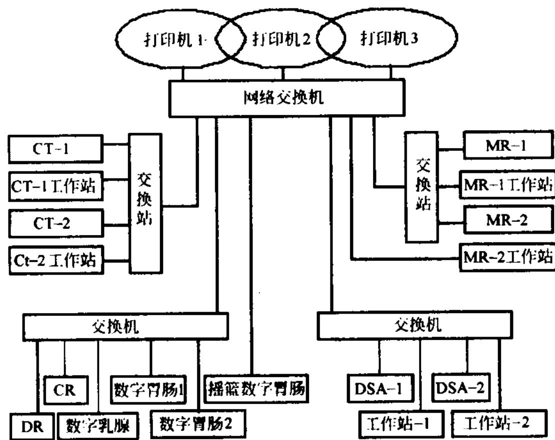



**图 19-9　相机集成网络影像打印系统示意图**

1. *原理*　应用相机上的 DICOM3.0 协议和以太网络(Ethernet)接口，将若干台相机以及数字影像设备通过网络线(双绞线或光纤)、多端口网络交换机连接在一起，同时设置所有入网的数字影像设备和相机的网络 IP 地址在同一个网段中，即构成了一个跨越不同成像设备、跨越不同检查区域的集成网络影像打印系统(图 19-9)。

2. *具体操作*　相机联网成功以后，设置影像设备和相机的 DICOM 打印功能，即设置 AE-Title，IP 地址，网络 IP 地址掩码(net mask)，网络通信端口号(port number)等配置信息后，即可真正实现一体化相机集成网络影像打印系统。

3. *网络化管理*　对相机的网络化集中管理和应用，可充分利用并发挥设备的功能，充分开发利用设备资源，为医院节约投入，增加产出。这是必然的发展趋势。

现在购买的相机基本上都是可以直接联入 DICOM 网络的 DICOM 网络相机。在传统的 DICOM 打印功能的基础上，新的显示 LUT 服务类增强了 DICOM 的功能，可以方便地自动获得与医学影像设备主控制台医用显示器上灰阶完全相同的打印胶片，实现影像打印质量的网络化、自动化控制。

## 六、相机的影像质量控制

**(一)概述**

硬拷贝要求将数字影像设备的影像真实地再现于照片上，是衡量相机质量的重要标准。影响照片影像质量的环节很多，除影像设备自身的信号质量外，还有相机的输入数值转换、医用胶片的感光特性、冲洗药液的化学特性以及胶片存储条件等多种因素。

为了使各种因素对影像质量的影响达到最小，相机均配有自动影像质量控制系统(automatic image quality control，AIQC)、相机内置标准测试灰阶图样及密度读取仪等，可进行密度监测、自动校准、自动调节相机的参数，使照片的质量恒定于标准水平。在上述自动影像质量控制系统之外，还可采用相机上的密度微调软件功能来做适度的手动调整补偿。

**(二)质量控制**

1. *校准*　当胶片乳剂、照片冲洗、洗片机、密度设置需要改变时，要及时校准相机。特别

注意，当输入新的校准数据时，原有的数据会自然丢失。

相机的校准就是要重新建立一个新的标准，这需要完成五个程序：进入校准方式、相机的校准影像、测量密度值、向相机输入密度值和开始校准。

整个校准程序有以下四点注意事项：①灰阶的测量密度值要全部正确无误地输入；②相机(包括洗片机)要完全预热；③测量密度值的输入要按照逐渐增高的顺序进行。每一级灰阶的密度值必须大于或等于前一级密度值。如果必要的话，可重新测量和输入；④以标准影像(SMPTE 测试卡)为准，不可使用试验影像或临床影像。

2. **管理** 相机是精密、复杂、昂贵的高科技影像设备，为了保证其正常运行，对相机的监控和管理十分重要。

(1)相机的操作人员应了解装置的工作原理、结构。维护工程师应掌握常见故障的处理方法，定期查看错误信息记录，分析故障原因，及时解决问题，确保相机发挥其高性能。

(2)相机机房对环境要求比较严格，通常要求温度在20±2℃，湿度在45%～60%，机房空气洁净度高，通风情况良好。若机房温度、湿度发生突变，常常会造成胶片传送故障，即卡片、打印故障等。因此，在机房中应安放温度、湿度计，以便随时监控。若温湿度偏差大，最好不要盲目开机使用。

(3)严格遵守正确的开机、关机程序。相机使用前应先预热20～30min，再开始打印操作。

相机一般具有故障自检系统，启动后可以自动对重要部件电器和机械功能进行检测，并可以自动检测出在储存、走片、打印、卸片、冲洗等多环节的故障。如有错误可以自动显示，便于查找和排除故障。

## 第二节 医用影像显示器

从影像诊断工作的角度而言，医学影像诊断可分解成四个环节：成像(imaging)、认知(cognition)、解读(interpretation)和交流(communication)。其中每一环节都会影响影像诊断的质量。

近年来由于数字化医学影像设备的普及以及数字化放射科实施进程的加速，影像学医师认知影像的载体正在经历由观察灯箱上的照片"硬拷贝"阅读模式向医用显示器荧光屏的"软拷贝"阅读模式转化。由于读片、报告、会诊等解读、交流等工作正逐渐"抛弃"照片，而转向数字化"软拷贝"的形式；在放射科信息系统(radiology information system，RIS)的管理和调配下，影像可直接传送到影像医师的诊断工作站，随时查询、检索、调用、阅读、诊断以及书写报告，显示器阅读图像将成为主要观察形式，"软阅读"一词也应运而生。为适应软阅读的需要，各种显示器推向市场。

软阅读已经是时代发展的潮流，技术发展的必然。软阅读的优势体现在下列几方面：

(1)影像数量大幅度增加。目前多层螺旋CT技术检查生成的影像数量是原有技术的几十倍甚至上千倍，功能磁共振检查将可达到上万幅影像。难以全部硬拷贝。

(2)软阅读能随时进行各种测量、处理。如灰阶处理、频率处理等，改善显示效果。

(3)目前的成像设备(如CT，MRI，DSA等)都能提供三维乃至四维的动态影像，这些动态和立体显示的信息只有软阅读可以体会。

(4)适应网络时代工作模式，提高工作效率，加速诊疗工作流程。

随着医疗卫生信息技术的发展和普及，以及信息化建设的推进，越来越多的医疗机构建立起了科室级小型 PACS 或全院级 PACS 系统。“硬拷贝”阅读方式也逐渐被软阅读方式所取代。医用影像显示器是医学影像设备以及 PACS 工作站显示影像和信息的输出设备。

## 一、基础知识

本节介绍显示器的分类、参数和临床应用。

**（一）医用影像显示器的分类**

医用影像显示器经历了从普通彩色阴极射线管显示器到专业灰阶 CRT 显示器的发展，从普通彩色平板液晶显示器（flat panel liquid crystal display，FPLCD）到专业灰阶平板 LCD 显示器的发展，目前正在向专业彩色平板 LCD 显示器发展的历程。

1. **按照显示原理和技术类型分类** 医用影像显示器从技术类型和结构上划分，主要有阴极射线管（cathode ray tube，CRT）式、平板液晶式和医用影像投影仪三种。

目前台式显示器大都使用阴极射线管式以及平板液晶式显示器。阴极射线管式亮度高、影像清晰、成本低，主要缺点是体积大、笨重；平板液晶式成本高，视角较小，但是平板液晶显示器体积小，轻便，占用面积小，无射线辐射危害；医用影像投影仪适用于教室和会诊、报告、读片厅，能满足超大荧光屏医学影像高分辨率、高对比度、高亮度、无几何失真、DICOM 遵从性显示的特殊要求，称为“DICOM Theater”，即 DICOM 读片室。但其价格昂贵，目前国内多采用普通高流明投影仪作为替代应用于临床。

2. **按照显示屏外观分类** 可分为直画面的“竖屏”显示器，横画面 4∶3的“横屏”显示器和横画面 16∶9的宽屏显示器三种。“竖屏”显示器是为了适应传统 14×17 英寸照片竖直画面阅读影像的习惯和规则而设计的。

3. **按照显示荧光屏的分辨率分类** 可分为 1k（意指显示荧光屏的扫描线数为1 000 行），1.5k，2k 等显示器。

4. **按照荧光屏的可显示像素数量分类** 可分为 2MP（1k－1 600×1 200），3MP（1.5k－2 048×1 536），4MP（2 560×1 600），5MP（2k－2 560×2 048）显示器，MP 表示百万像素。由于上述不同像素的显示器价格相差悬殊。所以应按实际需求选购。

5. **按照显卡视频输出接口以及显示器数量分类** 可分为单头单屏，双头双屏，四头四屏，八头八屏（用于会诊读片）。“头”表示显卡的视频接头。

6. **按照应用用途分类** 可划分为三级：诊断级、浏览级、以及教学级显示器。

**（二）医用影像显示器的主要性能参数**

1. **亮度** 光亮度是指单位面积上的发光强度，其单位是坎德拉/平方米（$cd/m^2$），又叫烛光/平方米。

人眼进行影像分辨的主要参数为：物体与背景的亮度差以及人眼检测细节的能力（即视觉灵敏度）。如果背景亮度太小医生将不习惯，且环境影响因素大。一般读片灯箱亮度 500fL，因此医用影像显示器的亮度或者软阅读效果最好也能达到同等的要求。

2. **噪声** 主要分系统噪声和空间噪声两部分。

（1）系统噪声主要包括：①影像成像设备引入的噪声；②由显示器模/数（A/D）转换引入的量化噪声；③由显示器亮度涨落引入的噪声，包括显示器电子线路噪声、CRT 电子束散射噪声以及电子束偏转电路噪声等。

(2)空间噪声主要是由于 CRT 荧光材料的颗粒结构引起的。

3. 分辨率　包括密度分辨率及空间分辨率。后者常以描述物体的像素总量来度量。与此相关的是可寻址像素的数目与可分辨像素的数目。高分辨率 CRT 的可寻址像素矩阵高达 2 048×2 560,但其可分辨矩阵远小于此值。光栅扫描 CRT 的分辨像素数由电子束点尺寸(spot size),显示信号的带宽(bandwidth)和每一刷新周期内光栅数确定。

密度分辨率用离散灰阶级的总数来度量,例如 CT 的密度分辨率可达 $2^{12}$(4 096级灰阶)。目前医用液晶显示器中的 10 位薄膜晶体管(TFT)可以显示真正的1 024级灰阶,与 8 位 TFT 显示器相比,可以提供比 8 位分辨率显示器多 4 倍的数据,从而能够显示更加精确的诊断影像。

4. 失真　是一种像差,它导致显示的影像与原像在几何形状上不一致。灰阶显示器上的影像失真是指某像素偏移其校正位置的距离。通常用一幅失真后栅格的二维图相对于理想的栅格图作对比来表征,使用像素数目表示的最大偏移来定量说明失真的程度。

**(三)医用影像显示器的临床应用**

1. 医用 CRT 影像显示器　传统的显示器为灰阶 CRT 类型,采用磷涂层系统(荧光粉),荧光粉的材料是多种金属的化合物。不同的材料维持亮度的时间不同,称作余辉时间,有长余辉、中余辉、短余辉等各种 CRT。在专业显示器上常用的荧光粉类型为 P45 和 P104。P45 荧光粉生成偏蓝的影像,而 P104 荧光粉则生成偏黄的影像。这类显示器具有大尺寸黑白电视机的物理特性,重量比较大,应用过程中会产生大量的热,需在较暗的光环境中使用。

医用 CRT 影像显示器使用时一般选用其最高亮度显示影像,以确保软阅读诊断的正确性。高亮度使用造成 CRT 显示器的老化加速,容易损坏。一般认为如果医用 CRT 影像显示器的亮度在使用中已较其正常的亮度低 10%时,提示该显示器不适合再继续作为诊断级的医用显示器使用,所以在购置 CRT 显示器时应充分考虑其所能达到的最高亮度值,又要兼顾医用 CRT 显示器的使用寿命。

实际使用时医用 CRT 影像显示器对软阅读环境的光照度(是指每平方米通过的流明数,单位是 lx)要求较苛刻,不能超过 100lx(一般情况下天晴时室内环境照度可达 500lx)。环境照度过高及其他负效光线的存在会使观察者感到刺眼,容易造成视觉疲劳。更重要的是可能导致影像细节识别能力降低。而过低的环境照度不但会造成其他工作的不方便,同时也会使从阳光下进入诊室的患者感到不舒适。

2. 医用平板液晶(LCD)影像显示器　近几年来,CRT 型影像显示器已经淡出市场,而高分辨率灰阶竖屏医用平板液晶影像显示器无论从其价格还是其性能来考虑,越来越为影像医师所接受。平板液晶显示器没有 CRT 型显示器所产生的电子辐射对人体健康的危害,是绿色、环保、节能、安全的选择。

**(四)医用 CRT 影像显示器与医用平板 LCD 影像显示器的比较**

LCD 与 CRT 在其他方面相比较具有许多优点:产热少、体积小、重量轻、使用寿命长(一般可大于 60 个月)、影像质量稳定、较少需调节等。但价格较 CRT 显示器要高。但如长期运行,由于 LCD 显示器较长的使用寿命可使其相比之下并不昂贵。

由于医用影像显示器的性能、质量及市场价格存在较大的差异,选购时应根据临床需求(诊断或浏览)而定。据研究结果:用于一般 CT,MR,PET 及超声诊断时,1k 与 2k 显示器均可满足上述影像的诊断要求。但对 X 射线胸片作精细的诊断则必须应用 2k 及以上的影像显

示器。而非诊断级的浏览则应用 1k 影像显示器即可满足要求。

## 二、医用平板液晶影像显示器

### (一)医用平板液晶影像显示器的构造

平板液晶显示器,英文通称为 LCD(liquid crystal display)。其核心部件为液晶面板,其成本占到平板液晶显示器总体成本的 2/3。常见的液晶面板类型有四种:TN-LCD(扭曲向列型)、STN-LCD(超扭曲向列型)、DSTN-LCD(双层超扭曲向列型)和 AM TFT-LCD(有源薄膜晶体管液晶显示器)。目前广泛使用的是 AM TFT-LCD 型平板液晶显示器,其液晶面板的主要构成包括背光膜组(荧光管)、导光板、偏光板、滤光片、玻璃基板、配向膜、薄膜晶体管、液晶材料等,见图 19-10。

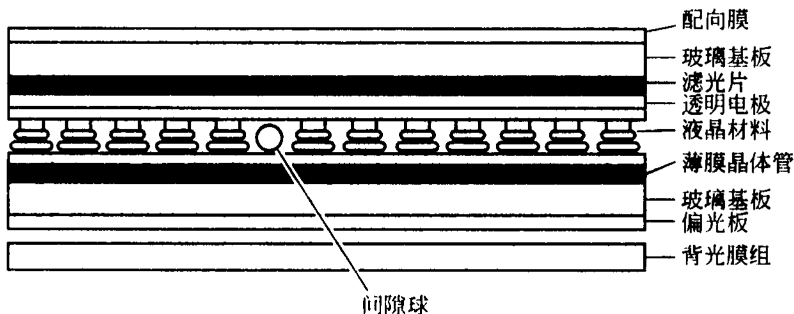



图 19-10 液晶面板构成示意图

### (二)平板液晶显示器的工作原理

平板液晶显示器和传统的 CRT 显示器工作原理相比有所不同,传统的 CRT 显示器主要是依靠显像管内的电子枪发射的电子束射击显示屏内侧的荧光粉来发光,在显示器内部人造电磁场的控制下,电子束会发生一定角度的偏转,扫描目标单元格的荧光粉而显示不同的色彩。而 TFT-LCD 却是采用"背光(backlight)"原理,使用灯管作为背光光源,通过辅助光学模组和液晶层对光线的控制来达到理想的显示效果,如图 19-11 所示。

液晶是一种规则性排列的有机化合物,它是一种介于固体和液体之间的物质,目前用于制造平板液晶显示器是 nematic 细柱型液晶。液晶本身并不能发光,它主要是通过电压的更改产生电场而使液晶分子排列产生变化来显示影像。

液晶面板主要是由两块无钠玻璃夹着一个由偏光板、液晶层和彩色/单色滤光片构成的夹层所组成,见图 19-12。偏光板、彩色/单色滤光片决定了有多少光可以通过,以及生成何种颜色或灰阶的光线,从而显示出彩色或灰阶影像。扭曲向列相(twisted nematic)液晶被灌在两个制作精良的平面之间构成液晶层,这两个平面上列有许多沟槽,单独平面上的沟槽都是平行的,但是这两个平行的平面上的沟槽却是互相垂直的。位于两个平面间液晶分子的排列会形成一个 $z$ 轴向 90°的逐渐扭曲状态。背光光源即灯管发出的光线通过液晶显示屏背面的背光板和反光膜,产生均匀的背光光线,这些光线通过后层会被液晶进行 $z$ 轴向的扭曲,从而能够通过前层平面,作为显示器的亮态(最高亮度)。如果给液晶层加电压将会产生一个电场,液晶分子就会重新排列,光线无法扭转从而不能通过前层平面,以此来阻断光线,呈现暗态(最小亮

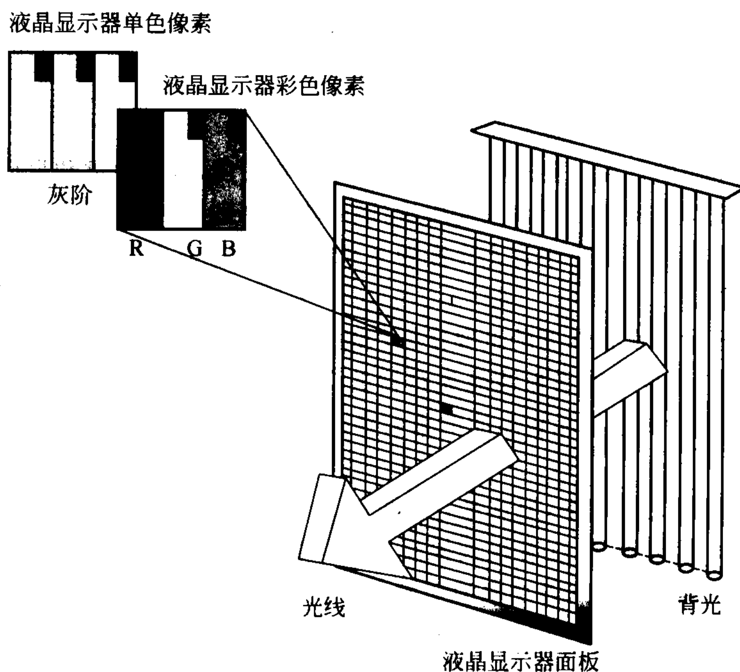



图 19-11　平板液晶显示器工作原理示意图

度）。如果电场不特别强，液晶分子处于半竖立状态，旋光作用也处于半完全状态，则会有部分光透过前层平面，可呈现出中间不同等级的灰阶和亮度。

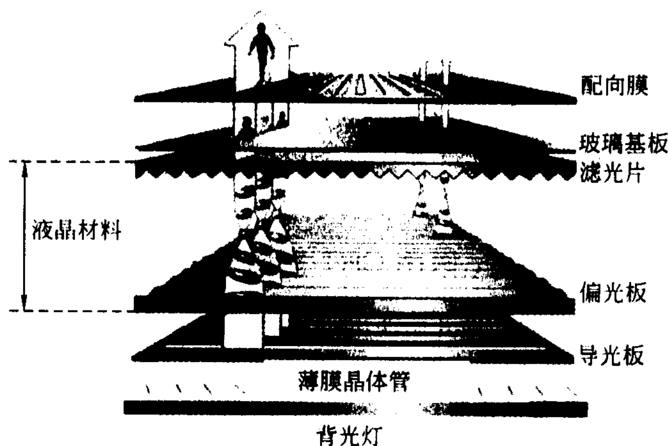



图 19-12　平板液晶显示器面板的结构和工作原理图

液晶面板是被动式显示器件，自己无法发光，只能通过光源的照射显示影像。目前平板液晶显示器一般采用冷阴极荧光管作为背光光源。冷阴极荧光灯管内充满惰性气体和微量水银，并在玻璃管内壁涂有荧光粉，当加高电压到管两端的电极上时，两极便开始放电，水银会因电子或充入的惰性气体的原子等相互碰撞而被激活，发出紫外线，紫外线再激活荧光粉发光。

经过长期不断的改良，目前的冷阴极荧光管技术已经非常成熟，其使用寿命长，在亮度、节电性等方面性能优异。冷阴极荧光管属于管状光源，为了使荧光屏不同区域的亮度能够均匀分布，需要大量附件。

**（三）平板液晶显示器的性能和特点**

平板液晶显示器的性能主要取决于其亮度、画面均匀度、可视角度和反应时间等。其中反应时间和可视角度均取决于液晶面板的质量，画面均匀度则和辅助光学模块有很大关系，而平板液晶显示器的亮度主要取决于背光光源的光亮度。当然，整个模组的设计也是影响产品亮度的一个重要因素。

亮度是衡量显示器发光强度的重要指标。高亮度也就意味着显示器对其工作的周围环境的抗干扰能力更高，主要针对平板液晶显示器的 TCO'03 认证标准对亮度指标做出了较高的要求，高亮度已经成为衡量液晶板品质的重要参数之一。从技术角度来说，提高亮度的方法有三种：

1. 提高液晶板的光通过率，但这是有极限的。

2. 增加背光灯管数量，亮度有很大提高，在相同的参数下，液晶的明亮度效果要好一些。不过更多的冷阴极荧光管意味着功率消耗增大。

3. 通过在荧光屏表面加入数层带有特殊化学涂层的薄膜光学物质对外来光线进行处理，一方面折射成不同的比例，使反射的光线得以改变方向并互相抵消，另一方面能最大限度地吸收外来光线，改变光线传播的波长和反射，经过这样的处理后，就能最大限度地减少外来光线在荧光屏造成的反射，把在荧光屏上产生的反光度和反光面积降低至最低的程度，从而使背光源的光线能更好地透过液晶层，使亮度更高，反射更低。

由此，我们可以看到 LCD 的性能和面板原料有很大关系，面板的质量将直接决定 LCD 显示器的性能表现。根据面板的质量不同，可分为三个级别：①顶级的医用级液晶面板；②图形设计级的面板；③数据和显示级液晶面板。

目前，平板液晶显示器的响应时间主要有 6ms，12ms，16ms，25ms 之分，它们所采用的液晶面板也是不一样的。平板液晶显示器的亮度可以达到 400cd/㎡以上，对比度可以做到 550：1以上；响应时间小于 25ms，已经能够胜任各类应用。LCD 的可视角度已经能够达到水平 160°/垂直 135°以上的超宽视角。

## 三、医用 CRT 影像显示器

医用 CRT 影像显示器虽然已经开始淡出市场，部分厂家甚至已经停止生产，但是我们在医院里还是能够遇到很多这样的显示器，因此，我们在这里只做简单的介绍。

**（一）CRT 显示器的构造和工作原理**

1. *医用 CRT 影像显示器的结构* 医用 CRT 影像显示器是由外壳、显像管、高压嘴、偏转线圈、电子枪、显像管电路、视频电路、和主电路板等部分构成，如图 19-13 所示。通过控制显像管电子枪中电子束的扫描，在荧光屏上显示出影像。

2. *阴极射线管工作原理* CRT 在加电以后，灯丝发热，热量辐射到阴极，阴极受热便发射电子，在偏转线圈产生的磁场作用下，电子束会按照要求偏转，扫描涂覆在 CRT 玻璃屏的内壁上的荧光粉，它将电子束的动能转换成光能，从而显示出光点，由光点组成影像。

在彩色显像管的荧光屏内侧由红（R）、绿（G）、蓝（B）三种荧光粉组成一个个很小的像素

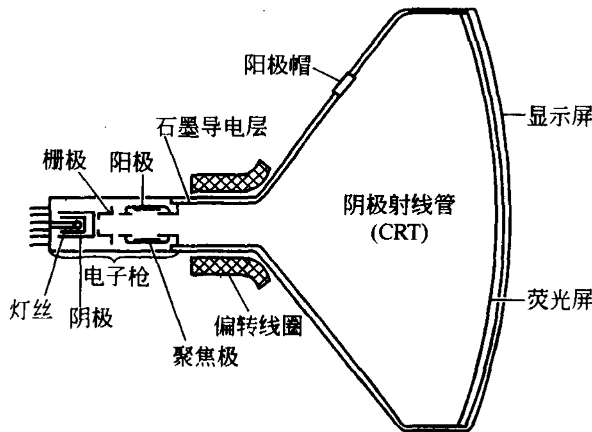



图 19-13 阴极射线管结构图

单元,在灰阶显像管的荧光屏内侧则由P45或P104磷涂层系统组成一个个很小的像素单元。在显像管的后部是能发射电子束的电子枪,电子枪所发射电子束的强弱受显像管电路的控制。对于彩色显像管来说,控制电子束的强弱就是控制R,G,B三基色光合成的比例,以显示$2^{24}$种以上的颜色;对于灰阶显像管控制电子束的强弱就是控制磷涂层发光的强和弱,即显示$2^{8}$～$2^{10}$个灰阶级。电子束穿过荫罩孔后射到荧光屏内侧的荧光点上,显示出影像及其色彩或者灰阶变化,如图19-14所示。

3. *CRT显示器电子束和聚焦偏转的原理* 要实现高清晰度的影像显示,就必须对电子束进行精密的控制,对电子束来说偏转和聚焦控制是非常重要的两个方面。电子束的发射和聚焦控制是在电子枪内进行的,通过对电子枪电极的控制实现聚焦。电子束的偏转扫描是在显像管的外部进行的。在显像管的管颈处套上一组垂直偏转线圈和水平偏转线圈,通过磁场实现对电子束的偏转控制。

电子束的聚焦控制原理与透镜对光的控制原理相同,如在灯泡的前面设置聚焦镜片(透镜),灯泡所发射的光就会聚于一点。同理电子枪发射的电子束经过不同电压电极组成的电子透镜,也可以使电子聚焦于一点,如图19-15所示。电子枪是由阴极和灯丝组成的,阴极被灯丝加热后,其电子就会发射出来。

**(二)CRT显示器光栅失真及其校正**

1. *光栅失真的种类* 由于电子束到显像管荧光屏各部位的距离扫描不同,电子束的角度和荧光屏上的距离不成比例,会导致光栅影像的失真。

(1)枕形失真:在电子束扫描时,由于电子束到影像四角的距离比电子束到荧光屏中心的距离远,这种失真被称之为枕形失真。

(2)线性失真:在电子枪扫描时,荧光屏是接近平面状态,电子束扫描在等角度时,在荧光屏上的距离不相等,这就是线性失真,线性失真在水平方向和垂直方向都有,因而都需要校正。

(3)会聚失真:电子束的聚焦点在偏转时会形成一个聚焦面,这个聚焦面与荧光屏面不重合,在荧光屏上会因两者的错位,而形成失真。

2. *光栅失真的校正* 需要由相应的软件控制并由相关电路完成。

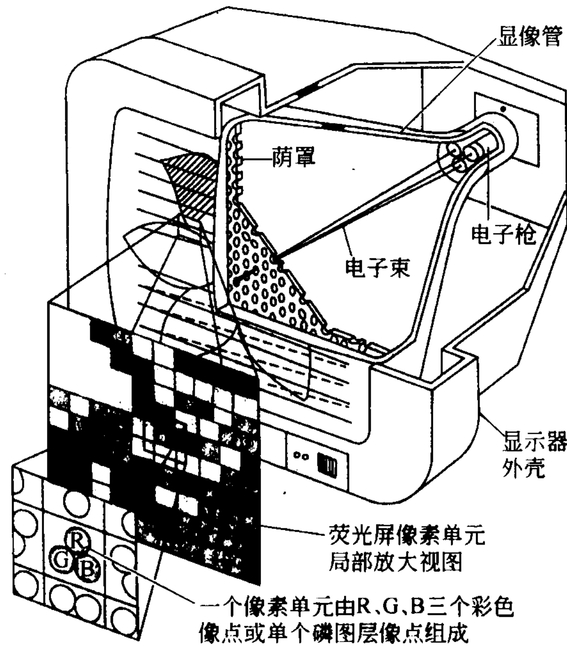



图 19-14　CRT 显示器电子枪和荧光屏的结构图

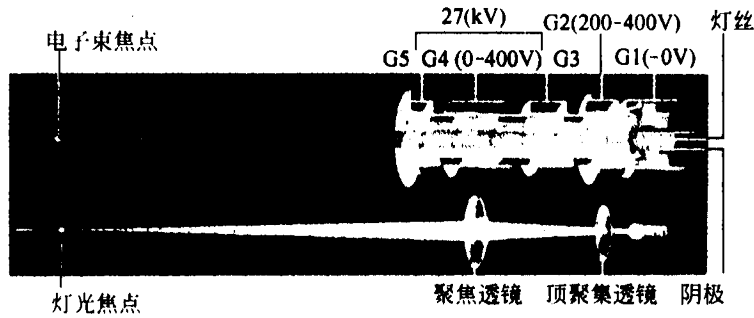



图 19-15　电子束的聚焦控制原理图

## 四、医用影像显示器的信号输入接口

### (一)D-SUB 型接口

15 芯的插头结构，俗称 VGA 端子，是市场上最流行的信号连接方式。一般只有低端医用显示器或用于低端场合的时候，才会使用到此廉价、普及的接口。

### (二)信号分离型 BNC 接口

采用这种方式，信息传输的质量好，不易受到外界信号的干扰。目前，还有一部分医用影像显示器产品仍在使用此种模拟视频信号接口方式。

(三)DVI(DVI-I,DVI-D,DVI-A)接口

目前,绝大多数医用影像显示器均使用 24 芯数字显示界面(Digital Visual Interface,DVI)接口。DVI 接口用于与具有数字显示输出功能的显卡相连接。

DVI 数字端子比标准 VGA 端子信号要好,数字界面保证了全部内容采用数字格式传输,保证了主机到显示器的传输过程中资料的完整性和高信噪比(无干扰信号引入),可以得到更清晰的影像。DVI 的主要目的是让显示卡的画面讯号通过数字的方式传送到显示器显示。

传统的 D-sub 的显示接头传输的是模拟视频讯号(复合信号),需要将显卡内的数字影像讯号经过 D/A 转换成模拟讯号后再送到显示器显示,此过程极易引入噪声和干扰。因此,目前医用影像显示器及其配套专用显卡均采用 DVI 数字端子作为视频接口,以确保高品质的显示效果,为医疗和临床服务。

## 五、医用影像显示器驱动卡

医用影像显示器是由医学成像设备主控计算机或者 PACS 系统影像医师诊断工作站的主机箱内置的显示驱动卡(简称显卡)驱动的,因而其显示影像、扫描场频、行频、亮度和对比度控制、DICOM 显示校正曲线也是受显卡控制的。

一般医用影像显示器均配有专门的显卡,还有一部分医用影像显示器除了可以接驳自身所配原厂显卡以外,还能够接驳通用显卡,当然,使用通用显卡会损失一些专业性能。

医用影像显示器驱动卡按照可接驳的显示器数量可分为单头显卡、双头显卡以及四头显卡。其视频信号输出接口类型一般为 BNC 模拟接口,以及 DVI 数字显示界面接口。显卡电路板上内置 10bit 数字化显示控制器,可输出还原1 024级灰阶。显卡与计算机的接口一般为 64-bit,66MHz PCI 总线接口,其数据总线吞吐能力高达 400MB/S。显卡内置的数模(D/A)转换器可输出分辨率高达2 048×2 560,无闪烁刷新率高至 75Hz。显卡支持的主机平台既有 Microsoft Windows NT/2000/XP,也有专业的 UNIX 平台例如 Sun Solaris 等。

## 六、医学影像显示器质量评价与管理

医学影像显示器质量评价测试标准包括三个:显示亮度和空间分辨率测试标准 SMPTE RP 133－1991,DICOM 显示一致性标准与医用影像显示质量评测指南 AAPM－TG18。

1. SMPTE 标准　即医学影像诊断监视器和相机硬拷贝测试图规范。该标准为用户提供了对软拷贝和照片硬拷贝显示系统的质量检测方法,该方法既适用于显示系统初始安装阶段,也可用于对显示系统的日常维护阶段。图 19-16 是被广泛使用的 SMPTE 测试图,将其显示在显示器上或通过相机输出打印到照片上观察,可检测显示系统的亮度、对比度、空间分辨率、一致性和失真度等特性。

在 SMPTE 测试图中央位置,分布一组亮度不同的方块,由白色块(亮度 100%)渐变到黑色块(亮度 0%),其中在图中白色箭头所示方块中嵌入了一个 5%的亮度的小色块,在图中黑色箭头所示方块嵌入了一个 95%亮度的小色块。对显示系统检测时,若能够看见上述 5%和 95%两个小色块,就可认为该显示系统的亮度和对比度是合乎要求的。同时,在 SMPTE 测试图四个角落和中央位置,分布着一些黑白相间、水平和竖直走向、宽度不一的条块,对显示系统检测时,若能够清楚的分辨出所有条块,并且没有重叠,变形,则可认为显示系统的空间分辨率和失真度是合乎要求的。

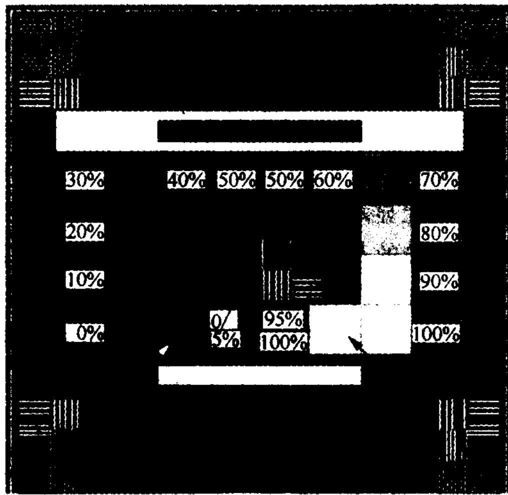



图 19-16　SMPTE 测试图

2. DICOM 显示一致性标准　美国放射学会(ACR)和国际电气制造业协会(NEMA)于 2000 年推出关于灰阶影像显示标准方面的内容—灰阶标准显示函数，其目的是：医学影像传输到任意地点，在任一 DICOM 兼容的显示设备上(无论是照片，还是显示器)，影像能够以一致的灰阶表现得到表达。一致的灰阶表现意味着：相同的影像灰阶变化(如影像中两个区域的灰阶值差异)对应到相同可感知的亮度级别变化，需要强调的是，GSDF 要求的并不是灰阶变化与亮度成线性关系，而是灰阶变化与人眼视觉感知成线性关系。

3. AAPM－TG18　美国医学物理师协会第十八工作组联合政府机构、医学物理师、放射医师、高校研究机构、医疗设备厂商，以及医用显示器厂商共同构建的标准，专注于医用 CRT 和平板液晶显示器效果的评价。

上述由不同组织提出的对医学影像显示质量评价的标准，其各自的侧重点有些差异，需要综合考虑和采纳。我国在逐步推动基于 PACS 的医学影像数字化应用的过程中，应该充分重视医学影像显示质量的评价以及日常的质量控制流程，一方面我们可以借鉴国际上现有的相关标准，加强与相关组织的联系和互动，另一方面，也应该考虑我国医疗体系、流程的特性，制定我们自己的医学影像质量保证体系，以指导医学影像相关事业的规范发展。

## 第三节　PACS 与远程放射学系统

在过去 20 年中，医学影像设备借助于超大规模集成电路、计算机以及通讯技术的飞速发展而取得了长足的进步。技术的进步正在改变着医院的工作模式及至组织机构，数字化影像科正逐渐普及。影像设备的互连，影像的融合正在给诊疗工作带来革命性的变革。利用通讯线路、计算机互连网络及至人造卫星在远距离传输医学影像，实现远程诊断在今天已不再是神话。当前，面对医学影像数字化和全球化浪潮的冲击，PACS 以及远程放射学系统已经成为我们应对挑战和完成诊疗工作的必备工具和系统。

影像归档和传输系统(picture archiving and communication system，PACS)与 HIS(hos-

pital information system，医院信息系统），RIS（radiology information system，放射科信息系统），LIS（laboratory information system，检验科信息系统），远程放射学系统等子系统一起构成医院的临床综合信息管理和应用系统。

## 一、概　述

PACS系统在国际上兴起于20世纪80年代初，其发展背景是影像成像设备的数字化浪潮，CT，MRI等一批数字化医学影像成像设备的发明和进入临床实践，个人电脑和局域网络（local area network，LAN）技术的兴起，极大促进和鼓舞了PACS系统的研究、开发、应用及发展。

PACS系统在我国内地兴起于20世纪90年代中期，其发展背景是国内医院大量引进的各种大型医学影像成像设备，促使广大影像工作者思考如何更好地充分发掘和利用这些设备的诊断治疗价值。同时，20世纪90年代中期，我国内地医院信息化建设的起步和发展，也迅速推动我国PACS技术向前不断发展。

PACS系统是RIS和HIS系统的重要组成部分。它以计算机为基础，与各种影像设备相连接，是一种利用各种大容量光盘存储技术，以数字方式存放、管理、传送、显示医学影像和病历资料的医学信息管理系统。

## 二、PACS系统

### （一）PACS系统的分类

PACS系统根据其规模大小可划分为：

1. **小型PACS系统（MiniPACS）** 基于影像科室或者部门的PACS系统。如图19-17所示汇聚层当中的科室级或部门级PACS系统就属于小型PACS系统。

2. **院级PACS系统（Whole Hospital PACS）** 将PACS系统能够提供的所有影像服务扩展到医院的每一个科室、每一个部门、每一个角落，既完成院级PACS系统。

3. **地区级PACS系统（Region PACS）** 一般由政府、保险公司、社会保障部门共同推动，将某个地区的医疗资源应用信息技术整合成为一个统一的平台，为该地区的所有公众提供医疗卫生健康保健服务。

### （二）PACS系统的总体架构

根据PACS系统的技术要求，以及影像科室、临床科室和部门的具体需求，PACS-RIS-HIS集成信息系统（简称PACS系统）总体架构图，以及网络拓扑图可归纳总结如图19-17和图19-18所示。PACS系统具体实施时可以根据具体需求和实际情况添加补充或修改图中所示各种功能服务器、各类型工作站、以及网络设备。

PACS系统架构中的系统和设备按照其功能、区域和作用划分为3层结构，4个子系统，它们分别是核心层、汇聚层、以及接入层等3层结构，核心层服务器、汇聚层服务器、接入层医技和临床科室的设备和系统、以及存储系统等4个子系统。

PACS系统网络拓扑结构同样也采用3层结构：核心层的网络连接全部采用光纤及与其配套的高性能网络交换设备，确保数据的传输速率、高可靠性、以及未来升级到万兆交换的可升级性。汇聚层的连接使用千兆主干网络交换技术和设备。接入层采用千兆（或百兆）桌面网络交换技术和设备。

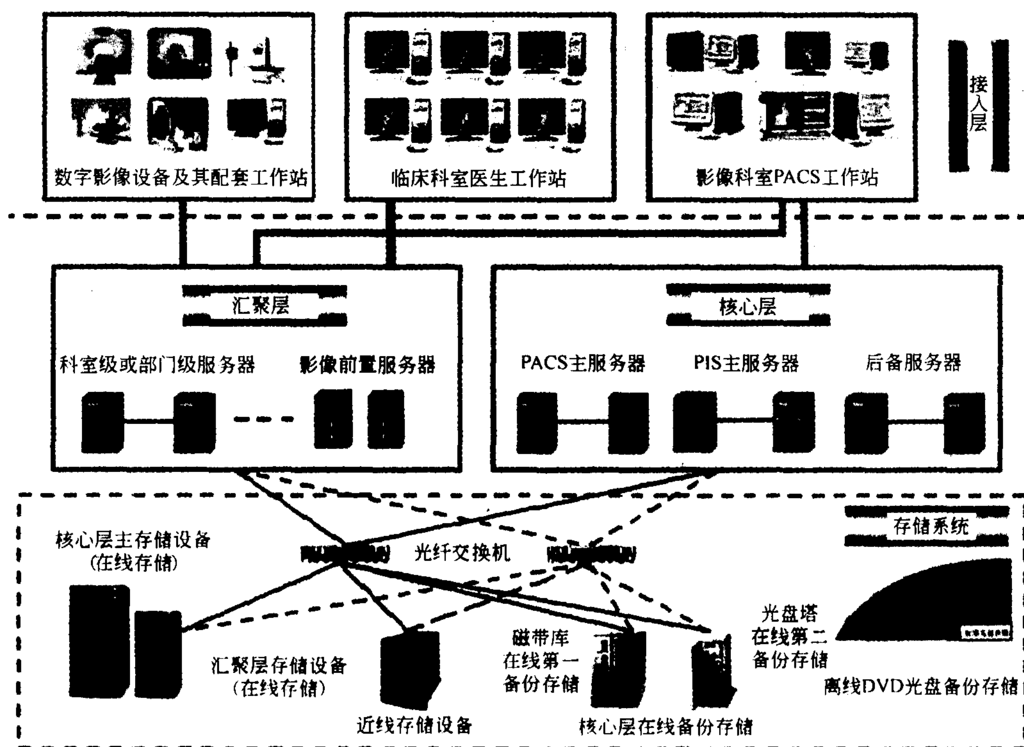



图 19-17 PACS 系统总体架构图

1. PACS 系统核心层设备 主要由五部分组成。

(1)PACS 主服务器(PACS server):其配置一般是由 2 部高性能服务器组成双机 cluster 集群服务器系统，每部服务器可装载 4～8 枚 Intel Xeon CPU，4～8GB 内存、高速 SCSI 硬盘(采用 RAID1 方式)以及千兆光纤网卡，配合 PACS Server 影像服务器软件，其操作系统平台既有 Windows Server，也有 UNIX 和 LINUX Server，数据库管理系统既有 MicroSoft SQL2000 数据库，也有 Oracle，Sybase，DB2 数据库。

使用存储局域网络(storage area network，SAN)架构作为在线存储设备，确保数据的快速传输以及数据的安全。

PACS 主服务器提供标准的 DICOM 接口，使用千兆网络接口卡和光纤与医院主交换机直接连接，在完成数据库管理服务以及影像服务的过程中，负责接收汇聚层服务器、机房工作站传送来的数据，同时负责与各工作站之间的数据传递。

(2)RIS 主服务器(RIS server):其配置一般是由 2 部服务器组成的双机 cluster 集群服务器系统，每部服务器可装载 2～4 枚 Intel Xeon CPU，2～4GB 内存、高速 SCSI 硬盘(采用 RAID1 方式)和千兆光纤网卡，配合 RIS server 服务器软件，其操作系统平台既有 Windows server，也有 UNIX 和 LINUX server，数据库管理系统既有 Microsoft SQL2000 数据库，也有 Oracle，Sybase，DB2 数据库。

RIS 主服务器提供标准的 DICOM Worklist 接口，使用千兆网络接口卡和光纤与医院主交换机直接连接，在完成数据库管理服务以及放射信息管理服务的过程中，负责接收汇聚层服

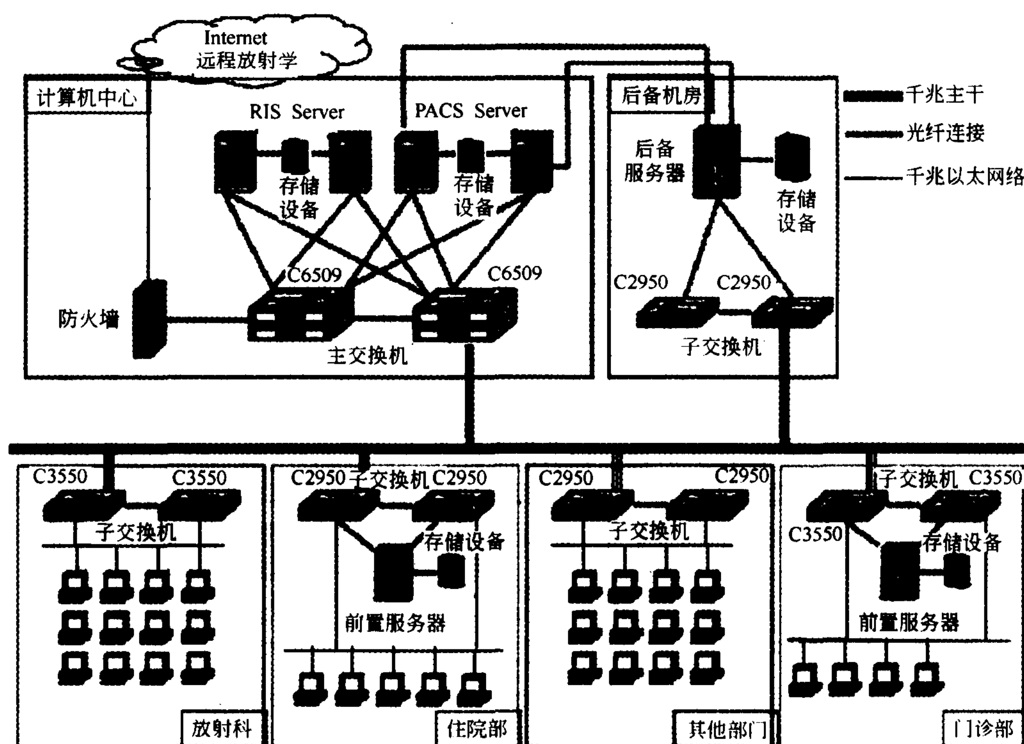



图 19-18　PACS 系统网络拓扑图

务器、机房工作站传送来的信息，同时负责与各工作站之间有关 RIS 信息的传递。

(3)后备服务器(standby server)：是 PACS 和 RIS 主服务器的备用，当它们发生故障死机或停机时，由后备服务器接管其任务和工作。

影像后备服务器提供标准的 DICOM 接口，使用独立的千兆网络卡与主服务器和 SAN 存储网络做点对点直接连接。这样可以使大量的数据不经过网络交换机而直接传送，减轻网络负担。

(4)域控制服务器(domain server)以及后备域控制服务器：用于 PACS-RIS 集成信息系统中 cluster 集群服务器、以及所有工作站的帐号管理与控制。

(5)时间服务器(time server)：为整个集成信息系统提供统一的专业时间校准服务。确保上百台工作站开机登陆网络后都能得到统一的时间校准服务，该时间将成为所有工作流程开始、进行、完成时的时间基准。

2. PACS 系统汇聚层设备　主要由各个影像科室的部门级服务器(PACS-RIS)、住院部和门诊部影像前置服务器、以及汇聚层存储设备组成，如图 19-19 所示。

(1)影像科室部门级服务器(departmental server)：如果按照图 19-19 所示的系统架构图配置，所有影像科室一共需要配置 10 组 cluster(20 台)部门级 PACS/RIS 服务器，而实际情况是，如果将上述所有影像科室的影像服务全部集中在一组 cluster(2 台)部门级 PACS/RIS 服务器中也是可以的，不过这个缩减(down size)工作还是需要针对各自医院的实际情况和系统

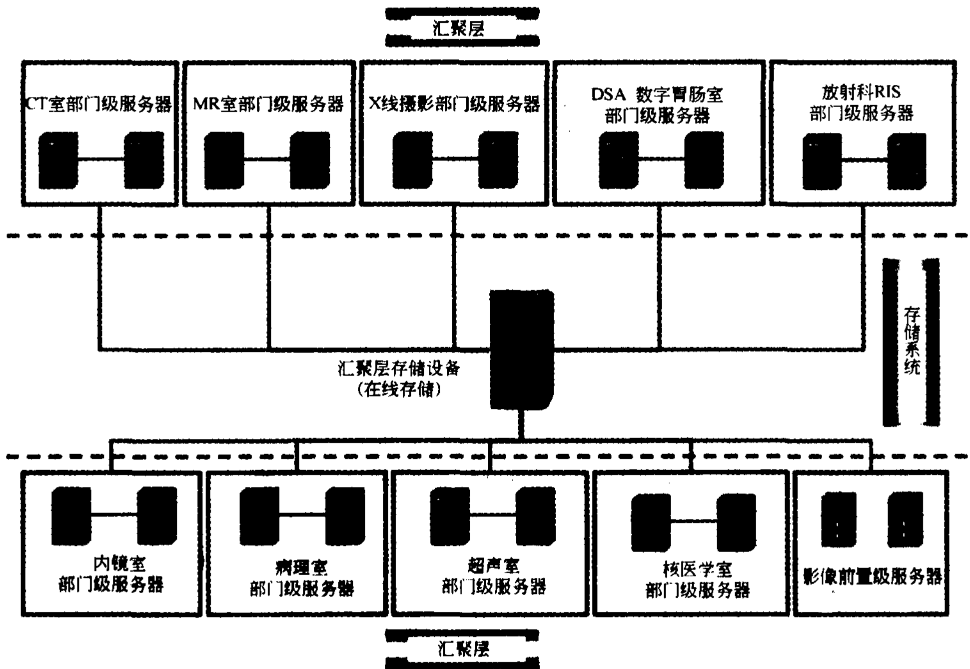



图 19-19 PACS 系统汇聚层架构图

需求分析进行客观调研和详细评估后才能最终确定。一般来说，原则上至少需要将 PACS 服务器和 RIS 服务器分离开设置，即尽量不要将两个服务集成在同一台服务器中。

需要特别引起重视的是，在以下大数据量流量的部门需要认真考虑设置独立的高性能部门级服务器：①64 层螺旋 CT，双源 CT 的部门级服务器专门服务于此部门对超大容量影像数据的处理需求；②介入科、导管室部门级服务器专门服务于此部门对大量动态、高分辨率影像的处理需求；③数字化 X 线摄影(DR,CR、数字化乳腺摄影)部门级服务器专门服务于此部门对影像快速浏览、快速实施 QA/QC 工作、快速出报告的特殊需求。

在汇聚层配备部门级影像服务器的应用价值在于：①便于影像科室在日常工作中实施影像质量控制(QC)和质量保证(QA)，以及科室级的影像管理；②可以将有教学和科研价值的影像随时保存下来，便于今后科研教学的使用；③可以仅仅将有诊断价值和临床意义的影像传至 PACS 主服务器进行存储，节省 PACS 主服务器端存储的容量；④提高整个系统的安全系数，保证医院影像科室正常业务工作的开展；⑤有效平衡负载，提高主服务器的服务效能；⑥适应多院区、医疗集团的分布式运营和管理的需求；⑦针对目前影像设备技术的最新成果的应用，例如 64 层螺旋 CT，单病例 CT 检查最多将能产生6 000幅以上影像，这将对 PACS 系统中的 PACS 服务器和医院网络产生巨大的、“前所未有”的数据流量冲击。配备高性能部门级服务器后，可以从技术和应用层面上有效地应对影像成像设备新技术带来的挑战和压力。

部门级服务器提供标准的 DICOM 接口，与影像科室影像成像设备实现网络连接，直接接收和发送影像。

(2)住院部和门诊部影像前置级服务器(out/in-patient departmental server):该组服务器专门用于将 PACS 系统以及影像服务延伸拓展到门诊、住院等临床一线。门急诊和住院部医生工作站均访问此服务器以获取患者影像和报告。

(3)汇聚层存储设备:属于存储系统的一部分,负责各个影像科室部门级 PACS 服务器影像数据的短期在线高速存储业务。

3. PACS 系统接入层设备　主要包括影像医师诊断报告工作站、影像技师机房工作站、预约登记工作站、影像数据备份工作站、照片扫描工作站、会诊读片工作站、系统管理员工作站、质量保证/质量控制以及影像浏览等工作站。

(1)影像医师诊断报告工作站:影像诊断医师通过网络系统调阅病人的检查影像进行诊断和报告的书写。需配备诊断级的医用影像显示器。可选配手写板文字输入系统,或者语音自动识别系统以辅助诊断报告的录入。

(2)影像技师机房工作站:主要负责管理和操作待检查任务列表、检查确认、影像上传服务器确认、受检者检查申请单的扫描等工作。只需配备商业办公用的显示器即可。

(3)质量保证/质量控制工作站:该型工作站可以通过网络从放射科各个科室的部门级影像服务器上调阅检查影像,并对影像进行各项信息的验证查核、质量控制,经过验证查核后再传送至 PACS 服务器进行保存,以便影像科室以及全院各临床科室检索、查询、调阅。需配备诊断级的医用影像显示器。

(4)预约登记工作站:用于满足日常繁忙的就诊病人的登记工作。只需配备商业办公用的显示器即可。

(5)影像数据备份工作站:用于影像数据的长期归档存储的数据备份和管理工作。影像数据备份的技术手段有:①刻录光盘;②备份到数据专用磁带;③将数据迁移备份存储到相对廉价、但是存取速度很高的 IDE 接口的磁盘阵列中;④国外已经出现专门的第三方数据备份存储公司,为医院提供数据备份服务。

(6)系统管理员工作站:负责日常的系统维护工作,以及 PACS-RIS 集成信息系统访问账户的添加、修改、删除等管理工作。

(7)照片扫描工作站:配备医用照片数字化仪将患者随身携带的过往照片经扫描数字化后存入到 PACS 系统中,供医师调阅参考。

(8)会诊读片工作站:专门针对日常的影像会诊读片工作而设置的工作站。配置高分辨率高亮度医用影像投影仪,以及双竖屏会诊读片工作站。用于各个影像科室、专业组的每日早晨读片、全科大读片、会诊、临床病例讨论会、教学、继续医学教育培训、学术交流等目的。

(9)影像浏览工作站:专门针对临床医师日常的影像浏览和阅读工作而设置的工作站。原则上,临床医师是在影像医师的诊断报告的提示和辅助下,浏览和阅读相关影像的,该影像的诊断工作已经由影像医师完成,临床医师仅是阅读浏览影像,因此该型工作站仅需配备浏览级的医用影像显示器即可。该工作站一般与门诊和住院医师工作站融合为一体化的医学信息终端。其硬件平台即可选用台式机,也可选用笔记本电脑。

4. PACS 的存储系统　由核心层和汇聚层在线主存储设备、近线存储设备、核心层在线备份存储设备、以及接入层离线备份存储设备构成(见图 19-17)。

(1)核心层、汇聚层在线主存储设备:一般使用光纤存储局域网络(SAN)技术,以其来保证医院对大容量、高速度、高可靠、扩充性的数据存储要求。从而更高效地集中配置、管理和维

护所有存储资源，并且降低成本。SAN 采用的是专门为高速数据存取交换设计的光纤数据交换机，存储介质是高速 SCSI 接口硬盘。

核心层的所有服务器（包括后备服务器）均利用主机总线控制器（HBA 卡）与核心层在线存储设备（SAN）直接进行连接，确保数据传输的速度。

汇聚层所有部门服务器、前置服务器均利用主机总线控制器（HBA 卡）与汇聚层在线存储设备（SAN）进行连接，确保数据传输的速度。

（2）近线存储设备：存取速度没有在线存储设备高，但是价格相对低廉，易大规模应用，例如可将数据迁移存储到相对廉价、但是存取速度仍然很高的 IDE 接口的磁盘阵列中作为近线存储解决方案。

（3）核心层在线备份存储设备：主要包括以下两种。①在线第一备份存储：将影像数据备份到数据专用磁带库或光盘塔中，并妥善存放保管；②在线第二备份存储：将影像数据备份到数据专用磁带库或光盘塔中，并存放保管在与在线第一备份存储的数据不同的房间、不同的楼房、甚至不同的院区，实现真正的异地备份存储，确保影像数据的长期安全。

（4）接入层离线备份存储设备：通过散布在影像科室以及各个部门的影像数据备份工作站手工单张刻写光盘；或者自动备份刻录数据到部门级的光盘塔中；或者手工数据迁移备份存储到单盘磁带；或者在备份软件控制下自动备份存储到专门的部门级磁带库中。

**（三）PACS 系统中设备的连接**

1. 医院现有的支持 DICOM 的影像设备可以直接接入 PACS 系统，影像通过网络直接传送影像服务器进行存储。

2. 不具备 DICOM 功能的影像设备连入系统的解决方案有：

（1）通过原厂升级的方式将非 DICOM 影像设备转换成符合 DICOM 后直接接入 PACS 系统，影像通过网络直接传送到影像服务器进行存储。

（2）如果原厂不能配合的情况下，在经过 DICOM Gateway（网关）连接测试并经院方对接出后的影像质量确认后，不具备 DICOM 功能的影像设备可以通过网关转接后接入 PACS 系统，影像通过网络直接传送到影像服务器进行存储。

目前，医院所需连接的影像成像设备符合 DICOM 3.0 标准的已经占到绝大多数，但并非所有 DICOM 的影像设备均支持 DICOM worklist 功能，建议有条件的情况下，所有的影像设备都开通 DICOM worklist 功能，这样可以充分利用医院的 HIS/RIS，使工作流程合理化。病人在完成挂号、影像科登记预约后，相应基本信息可以传送到影像设备主机上，设备操作人员只需点击影像设备形成的排程表，不需要重复的输入病人的信息。提高工作效率的前提下，同时也可以避免错误的产生。在购买的影像成像设备时，至少都应该配置具有 DICOM storage，send/receive，query/retrieve，worklist，print 等功能，以方便新购的影像成像设备能够顺利接入 PACS-RIS 集成信息系统。

**（四）PACS 系统的作用**

PACS 从字面上理解是医学影像的存储、归档和传输，实际上 PACS 的配套和功能已经远远超出其字面含义：

1. PACS 扩展了 CT，MRI 等数字化影像成像设备的功能，是放射医师和临床医师工作的工具。

2. PACS 革命性地以数字方式存储和管理影像的技术特点，将计算机网络和通讯等各种

最新科技成就引入到影像诊断中。大大降低了医生对传统硬拷贝技术的依赖，达到更高效而低价的观察、存储、管理、回溯和传送医学影像的效果。

3. PACS 是医学信息学中一项重要的发展，它的实现是现代计算机技术及有关学科突飞猛进发展的结果。

4. PACS 和 RIS 是放射信息学的重要组成部分。

## 三、远程放射学系统

远程放射学系统是通过从一个地方到另一个地方以电子方式传送放射影像，并能及时分析放射影像，给出诊断意见，同时还能够对医生进行继续医学教育。此外，不同地方的用户能同时浏览影像。

合理地使用远程放射学系统，将有利于解决我国幅员广阔、医疗资源和人口偏态分布的实际情况所带来的如何保障全民健康的问题。通过远程放射学系统将有可能将大城市、中心城市的优势医疗技术和人才通过网络传播到边远、经济水平以及医疗技术落后的城市和地区，为那里的患者提供医疗服务。

### （一）远程放射学系统的发展

据统计，医学信息和知识产生的数量每五年就要翻一番，可以说，医学面临着“信息爆炸”的挑战。放射学通过各种现代医学影像成像设备采集、处理的医学影像信息及放射学医生或专家提出的初步诊断已成为各种医疗保健措施和医学研究的重要基础和依据之一；而医学影像信息在医学信息中占据的比例日益加大，这样就使放射学面临的信息爆炸更为严峻。这种挑战既反映在医学影像信息的处理和使用上，也反映在医学影像信息的存储和调阅上。

充分利用放射学资源（设备资源和放射学专家的医学经验），扩大放射学服务在地理上和时间上的覆盖范围，为急诊、外科、创伤科等提供即时异地会诊，已成为医学社会普遍的需求。从 1959 年人们尝试通过同轴电缆传送放射影像实现远程医疗服务开始，到今天远程放射学系统共经历了三代变化：

1. *第一代远程放射学系统*　只是简单的异地传送影像，不具备同步会议系统，缺乏放射影像分析和处理功能，不支持 ACR-NEMA 或 DICOM 标准，不能与已经实施的 PACS，RIS，HIS 系统集成，尚不是完整的远程放射学系统。早期一般利用商用视频会议系统或可视电话系统来提供远程放射学服务。

2. *第二代远程放射学系统*　支持 DICOM 标准数据传送，包括数据文件格式和通信协议，用户可以访问病人数据库，并具有同步远程会议系统，支持基于影像及相关处理的计算机协同工作环境；如德国癌症研究中心与 Telecom 公司共同开发的 KAMEDIN 和 MEDICUS 远程放射学系统。在 MEDICUS 基础上开发的 CHILI 系统。

3. *第三代远程放射学系统*　代表远程放射学的发展方向。其特点为：

（1）全面支持 DICOM 协议，包括来自成像设备的文件格式和基本通信协议、硬拷贝输出、分布式影像应用和查询。

（2）通用影像显示工作站支持多种医学影像显示和报告，并能直接与影像成像设备连接，访问数字化的医学影像。工作站具有多个显示器，用户可以选择不同显示器及参数。工作站具有多种影像显示、处理和管理功能，如影像测量、影像增强、二维影像连续动态显示和影像三维显示。

(3)病人数据库支持 SQL 标准数据查询和 ODBC 数据库标准,可以直接从 DICOM 文件中提取病人基本信息。

(4)支持多种工作平台,模块化结构,易于扩展,支持多种语言,用户界面友好。

(5)支持网络和软件安全协议以保证系统安全和患者隐私不被泄漏。

**(二)远程放射学系统的定义**

美国放射协会(American College of Radiology,ACR)对远程放射学进行了全面定义,包括目标、医生资格、设备要求、执照和证书、通信条件、质量控制等多个方面。按照其定义,"远程放射学是通过从一个地方到另一个地方以电子方式传送放射影像,并能及时分析放射影像,给出诊断意见,同时还能够对医生进行继续医学教育。此外,不同地方的用户能同时浏览影像。合理地使用远程放射学系统,能够获得高质量的放射影像分析,提高医疗水平。"ACR 标准中有关远程放射学的指导方针[Revision 35(1998)]还同时建议用于远程放射学服务的医学影像的空间分辨率必须大于或等于 2.5LP/mm。

**(三)远程放射学系统的组成**

典型的远程放射学系统的构成如图 19-20 所示。其中,网络中心结点是指提供放射学服务的都市医院医疗中心或影像中心;网络结点则是根据合同或隶属关系接受网络中心结点放射学服务的偏远乡村地区或军事系统医院、门诊部。

图 19-20 中所示各网络结点上的工作站能完成以下任务:①采集并存储数字化的影像数据;②显示并处理数字化影像;③启动并控制影像数据的远程传输和接收;④同步远程会诊、读片、报告会议;⑤基于影像及相关处理的计算机协同、同步工作。

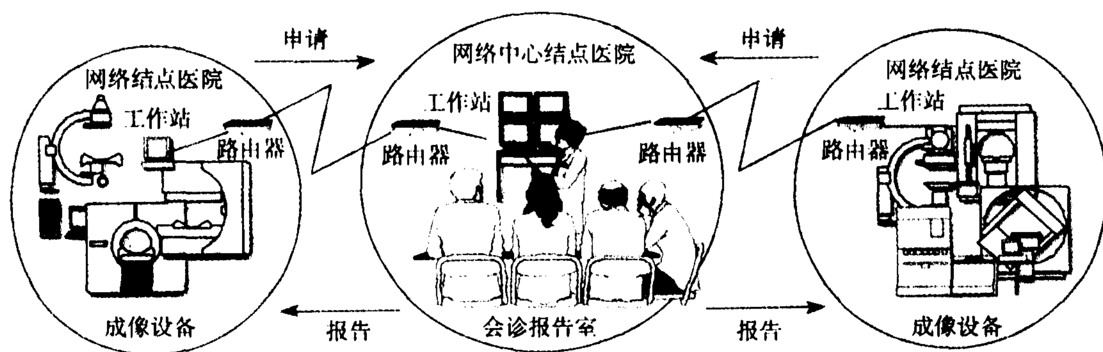



**图 19-20 远程放射系统示意图**

综上所述,远程放射学系统是一种包括医学影像成像设备、影像数据采集设备、影像显示处理设备及远近程通讯设备的集成计算机网络系统。

远程放射学系统组成设备中,医学影像成像设备和影像显示处理设备(影像后处理工作站、影像医师诊断报告工作站、影像浏览工作站)是影像科室本身必备的设备。对于患者携带或拥有的照片,一般选用照片数字化仪先进行数字化采集,对于数字化医学影像成像设备产生的影像,则通过 DICOM 接口进行采集和传输。远程放射学系统一般都是在上述这些设备的基础上与远近程通讯设备集成起来的。因此,在已经安装部署 PACS 系统之后,仅需专门为构成远程放射学系统而增配影像数据采集设备(例如照片数字化仪)和远近程通讯设备。

1. 医学影像成像设备 例如 CT,MRI,DSA,CR,DR 及超声、核医学、内镜、病理切片(数字化显微镜)等影像成像设备。

2. 影像数据采集设备 将患者携带或新产生的“硬拷贝”照片影像转换成数字化的“软拷贝”影像数据供传输和阅读所用。是系统中各结点都需装备的设备。它的扫描速度和数字化分辨率等技术参数及工作的稳定性对整个系统的性能有着重要的影响。目前广泛应用的是基于激光或 CCD 技术的医用照片数字化仪。医用照片数字化仪的主要技术指标:

(1)光学探测器:激光或 CCD。

(2)空间分辨率:最大可达 300dpi,ACR 建议空间分辨率≥2.5LP/mm。

(3)数字化扫描速度:18～20s(14×17 照片,300dpi 分辨率)(表 19-2)。每日处理照片千张以上,可在门诊工作流中使用。

(4)最大灰阶:65 536 级(16bit)。

(5)光密度范围:0～3.6OD。既可以看清照片上“看不清”的,也看见照片上“看不见”的。

(6)可扫描的最大照片幅面:14×17 照片。

(7)影像数据存储格式:DICOM 3.0。

(8)扫描控制软件支持 DICOM 3.0 storage,send/receive,query/retrieve,print,worklist。

表 19-2 照片数字化仪分辨率指标主要参数表

| 空间分辨率 | 像素数量(14×17 英寸照片) | 像点尺寸(微米) | DPI | 线对 LP/mm | 数字化扫描速度 |
|---|---|---|---|---|---|
| 1k×1.25k | 1 050×1 275 | 339 | 75 | 1.5 | <30 |
| 2k×2.5k | 2 100×2 550 | 169 | 150 | 3.0 | <60 |
| 4k×5k | 4 200×5 100 | 85 | 300 | 5.8 | <120 |

3. 影像显示处理设备 可以说是远程放射学系统的“窗口”。以高性能计算机、诊断级医用影像显示器等为硬件平台开发的影像显示处理设备(也可称其为“远程放射学工作站”),在影像传输、显示速度和质量上基本满足了医学影像检查和诊断要求的基础上,还可以方便地实现影像扫视(panning)、增强、分区、细化、变焦、展开(fanning),以至三维影像重构及从三维重构后的立体像素影像上提取任意断面的平面影像等,因而可用于病灶的精确定位,确定病灶的形态和大小等。用于远程放射学系统的工作站一般均配备至少两台医用影像显示器,即同时可以有至少两台竖屏医用影像显示器浏览、观察、诊断影像,以提高“软拷贝”阅读的效率。

4. 远近程通讯设备

(1)局域网:远程放射学系统在成员医院(中心和结点医院)各自内部的网络连接一般都采用计算机局域网技术来实现,由于局域网具有数据传输速率高(100～1 000Mb/s),误码率低($10^{-10}$),用它可实现几乎是实时的影像数据传输,可构成覆盖整个医院各部门的“院内医学影像数据分发系统”。

(2)广域网:在远程放射学系统成员医院(中心和结点医院)之间的网络连接则通过广域网技术来实现。因此,从计算机通讯网络的角度来看,远程放射学系统是局域网和广域网组成的互联网。网内、网际访问和通讯控制都是通过一系列接口标准协议(protocol),以及根据这些协议开发的合乎 ACR 规范的软硬件接口设备,相应的网络访问控制、协议转换、通讯速率转

换和匹配，网络管理等软件和设备来实现的，这些就构成了远程放射学系统的远近程通讯设备。

**(四)远程放射学系统的目标**

面对世界卫生组织“人人享有医疗卫生保健”的目标，我国面临的主要问题有：由地区、贫富、种族等差异而造成的医疗不平等、费用问题，老龄化社会所带来的新的保健需求问题等。上述问题并非我国的特殊问题，而是世界性(包括发达国家在内)的普遍问题。远程医疗和远程放射学系统为解决上述问题提供了可能途径。远程医疗和远程放射学系统不仅可以减少医护人员和病人及家属的路途奔波，还可使医疗资源得到共享，从而缩小由于地区、贫富、种族不同而形成的医疗条件的差别，减少医疗费用，提高医疗效率和质量，特别是在急救方面，可以提供更及时和有效的救护，减少死亡率和提高治疗的效率。正因为如此，近年来，远程医疗和远程放射学系统已在世界范围内引起了普遍重视。

信息化热潮是21世纪的重要特征。随着信息化社会的进程，人们的生活和生产方式正在产生巨大的变革，医疗卫生保健的观念和方式亦随之发生了根本性的变化，其中远程医疗和远程放射学技术的发展应用已成为一个引人注目的热点，它所提供的服务涉及医学的各个领域，如诊断、治疗、手术、监护、家庭医疗卫生保健、医学信息和影像的归档、传输与处理、医学教育和培训、病例研讨、学术交流等等，正在形成崭新的医疗卫生保健模式。

(北京协和医院　付海鸿)

# 第 20 章　影像中心的综合管理

## 第一节　影像中心的设计

随着影像学的发展，专用设备迅速增加，影像学成为独立诊疗科室。由于影像设备对机房的专门要求，影像学诊疗独特的流程，一般专门设立影像中心。

规模较小的影像中心设在共用建筑内，房间结构形式只能以建筑结构而因地安排，尽量做到符合专业要求。专门建造影像中心时，机房大小、附属房间的安排、病人流程等可均按专业要求设计。应根据设备总量多少，机房数量不同，考虑选择方式。无论在公共建筑内或专门建筑，面临的问题基本相同。概括介绍如下。

### 一、位置选择

1. *放射科、影像中心的位置*　应靠近与放射科工作密切的科室，如外科、急诊室等，以便使病人尽快得到检查，减少痛苦，又能减少病人的流通量。机房应兼顾门诊和病房，使双方病人都方便。

2. *环境*　应选在地势干燥、通风良好的环境里，有利于设备的正常使用。避免潮湿、振动而引发的故障。保持室内空气新鲜，减少交叉感染。同时应注意机房的防尘，因为尘土会造成触点接触不良，影响机械部件活动的灵活性等，以至电路板灰尘积聚会造成漏电或短路，引发更大的故障。

### 二、平面布局

要考虑病人就医方便，优化工作流程。平面布局示意图见图 20-1，影像中心的总体安排应考虑如下几方面：

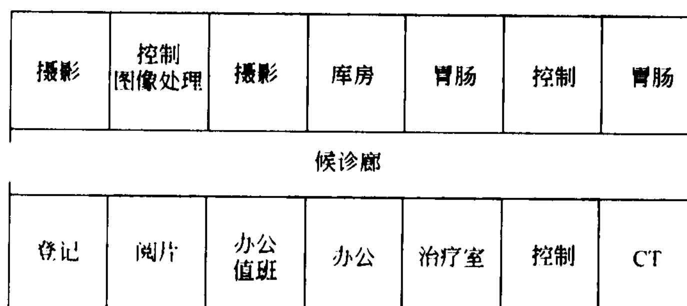



**图 20-1　影像中心平面布局示意图——公共建筑模式**

1. 分区明晰　如果 MR，CT，DSA 及 X 线摄影、胃肠检查、B 超等设备各有数台，应归类集中安排。这样，便于病人就诊，也便于内部工作协调；同类设备对机房的要求相同可统一考虑。放射类设备集中安置，有利于统一考虑射线的防护措施。

2. 患者就医流程　登记室负责导医、划价、病人登记、发报告，是影像中心的窗口和接待中心，是首先接待病人的地方，应设在明显位置，方便病人寻找。其他检查室都由此疏导分流。

3. 病人流量　病人流量最大的检查室最靠近出口使多数病人行程最短，如 X 线摄影室、CT 室等，以最大限度地方便更多病人。介入检查室流量较少，且要求无菌，应安排在较僻静、内部的位置。

4. 候诊环境　宽走廊，候诊区应留出适当面积，不要过于拥挤，为病人创造较宽松舒适的就诊环境。

5. 医患分离　专门楼宇模式时可考虑医患分离。即以机房为中心，医生和患者可分别通过各自通道进入机房。控制室（廊）靠近工作区。可为医生创造安静的工作环境。专门楼宇模式又可分为双廊结构布局和三廊结构布局，布局举例分别见图 20-2。其特点是单独设有病人走廊，为病人提供了安静的候诊环境。

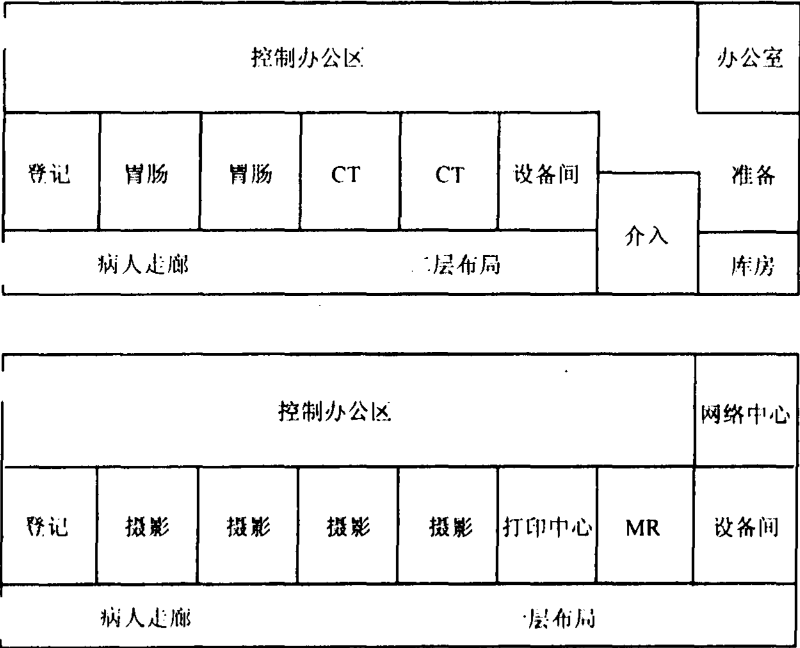



图 20-2　影像中心布局示意图——专门楼宇模式

6. 磁共振　因不能像 CT 及胃肠机那样通过电梯运送，应尽量安排在一层。超导磁体的 kunch 管要直通室外，路径要短。

## 三、机　房

机房是影像设备安置场所。为满足设备的需要、防止设备工作时产生的负面影响，机房的

设计与建造，有其特殊要求。

1. *标准机房* 随着技术进步，设备更新速度加快，建筑的更新速度不会赶上设备的更新速度，所以不必考虑设备类型，应按标准机房考虑，一般 40 $m^2$（建筑面积）左右。摄影、胃肠机房使用面积最低不小于 25 $m^2$。长宽比例适当。介入室机房内设备较多，应适当加大面积。另设控制室。控制室可以两个检查室共用一个，也可以是连通的控制区。有的设备要求安排设备间，放置电器柜，应该在机房相邻位置考虑，以免线缆布置过长。

2. *房间高度* 一般要求使用高度在 2.8～3.0 m 间。太低了影响工作，感觉压抑；太高了顶面安置部件要用过梁，增加了安装难度。

3. *机房结构* 墙体通常采用普通砖墙结构，也可采用混凝土墙。墙的两面用水泥找平，便于装修。新建机房应根据需要准确设置预埋件并留好预埋孔。地面要求水平、光洁、防潮、不起尘，便于机器安装和维护保养。一般采用水泥或水磨石地面即可，木板地面更好，既保护机器也防电击保证人身安全。墙角处留有过墙孔，便于布线。

4. *线缆走行* 设备连线以前多考虑安排地槽线缆沟。现在即使是一楼也会有地下室，设计地槽会给建筑带来很大麻烦，在地面上适当安排也不致影响行走。线缆沟并不是必需的选择。可尽量考虑天花板内、墙边、提角线上布线。尽量防止楼板打洞穿线的方法。

5. *楼板承重* 普通机房地面承重应满足 2T/$m^2$。磁共振：<1.5T 超导磁共振地面承重要求达 10T/$m^2$，3T 超导和永磁体：20T/$m^2$。

6. *门口* 朝向走廊的门，有效通过宽度 1.4 m，高度 2.2m，工作通道门宽 0.7m，高 2.0m。X 线机房门口上方设曝光指示灯，透视或预备时亮起，门上设辐射标志。门扇设联动开关，开启状态不能接通曝光。自动门灯亮同时锁住，曝光期间不能开启。另外磁共振门口面积不能太小，以方便液氦罐的出入。

7. *观察窗* 铅玻璃面积要求不小于 80cm×120cm；下沿高度要求 70cm 左右。

8. *防护* X 线机、CT 及介入机房六面墙、板均应具有射线防护功能。地板防护可与承重、结构结合考虑。主防护 2.5mmPb，副防护 2.0mmPb。楼板现浇水泥≥18cm，二四砖墙严密水泥抹缝、两侧各 2cm 含钡水泥墙皮，均能达到上述要求。观察窗、门部位均应达到墙体防护要求。应具有连续防护性能，不能有间断。不同管电压下常用建筑材料的防护效果请见表 20-1。

**表 20-1 不同管电压下常用建筑材料的铅当量**

| 管电压(kVp) | 铅当量(mm) | 混凝土(mm)<br>2.4g/$cm^3$ | 含钡混凝土(mm)<br>2.7g/$cm^3$ | 砖(mm)<br>1.6g/$cm^3$ |
|---|---|---|---|---|
| 75 | 1.0 | 80 | 15 | 175 |
| 100 | 1.5 | 120 | 28 | 200 |
| 150 | 2.5 | 210 | 58 | 300 |
| 200 | 4.0 | 220 | 100 | 340 |
| 300 | 9.0 | 240 | 140 | 425 |

## 四、公共要求

1. *设备运输通道的地面承重* 应以各段路程要通过的最重设备考虑。

2. 设备运输通道所有门、廊通过径线　应以各段路程要通过的最大设备考虑。当今，影像中心的最大设备是磁共振。其搬运通道应满足：宽 2.5m，高 2.5m。

3. 电梯吊箱　能够装载胃肠床和 CT 的扫描架。长 2.5m、宽 1.5m、高 2.4m、承重 3 吨，客货兼用。

4. 网络时代　网络时代工作模式在发生变化。影像中心一般单独设网，集中设报告书写中心，出片中心；现在不再分散书写报告，而是集中设置多个网络终端，进行软阅读打印报告。这些地方不接触病人，可酌情安排在适当位置。

5. 会诊中心、教室　连接网络，设高清晰、高亮度投影仪，读片、会诊用。

6. 信息通道　网线，电话线，监控视频线，烟雾探测器联线通道，设线缆竖井。

7. 供电中心　①靠近机房，尽量缩短电源线长度，减小电源电阻。②综合考虑其容量，以前都要求每机设一专用变压器，现在随着设备的增多，难以达到。将所有设备的电源容量要求相加，视工作量大小、曝光重合的机会多少，乘以适当系数作为实际电源变压器容量即可。系数控制在 0.5～1。系数的控制考虑以下因素：单纯摄影、胃肠机曝光时间短，可降低系数；CT 及 DSA 曝光时间长，可增大系数。③远离 MR，电源变压器的铁芯是铁磁性物质，应远离磁共振安放，以免变动时对磁场的影响。

8. 集中接地　随着设备的增多，不可能每机设一专用接地装置。综合考虑，设一优质可靠接地装置；接地母线直接连接到各机房，不宜采用串接方式。保护接地，屏蔽接地，确保安全。

9. 冷水　现代设备很多要求提供冷水对设备进行冷却。制冷机的室外机组应考虑适当位置安放。有条件的建立冷水中心，供所有须求设备使用。

10. 通风　机房的通风是机房设计、建造时必须考虑的方面。如果通风不良，会使室温升高，空气浑浊，工作人员在这种环境里长时间工作容易疲劳，影响工作质量和效率，也给病人造成交叉感染的机会。机器在这样的环境里也容易出现故障，影响寿命。良好的通风是改善工作环境，提高工作效率和保证机器正常工作的重要方面。

现代较宽的建筑跨度影响自然通风效果。设备要求空气净化，也不允许依赖自然通风。应采用中央空调、集中送风，新风采集、过滤混入方式。

11. 空调　人员和设备都对室内稳定提出较高要求。设备的电器柜房间一般要求室温在 20℃。空调又分为中央空调、柜式空调和窗式空调。分散设置适于机房数量较少的情况，中央空调适合于机房大量集中的楼房建筑，建造时统一设计。可根据建筑情况适当选择。

12. 防尘　设备趋向集成化，密度加大。部件的散热多采用风扇散热，空气的流通加大也造成粉尘容易附着在器件上。保证室内空气的洁净是应该考虑的重要方面。

### 五、电源及其地线

电源、地线要求详见第 12 章。

## 第二节　影像中心的管理

影像中心的管理以病人为中心，以提高工作效率，改善就医环境，缩短病人等待时间，保障安全为目的。

1. 提高工作效率

(1)优化工作流程:从登记室、机房位置安排开始,考虑病人的就医顺序,应有利于病人很快找到相关科室。

(2)导医:安排导医,随时接受病人咨询、帮助困难病人。

(3)设置明显位置标志:影像中心各部门的位置,应绘制简单明了的分布平面图,悬挂于明显位置,便于病人寻找,如图 20-3 所示。

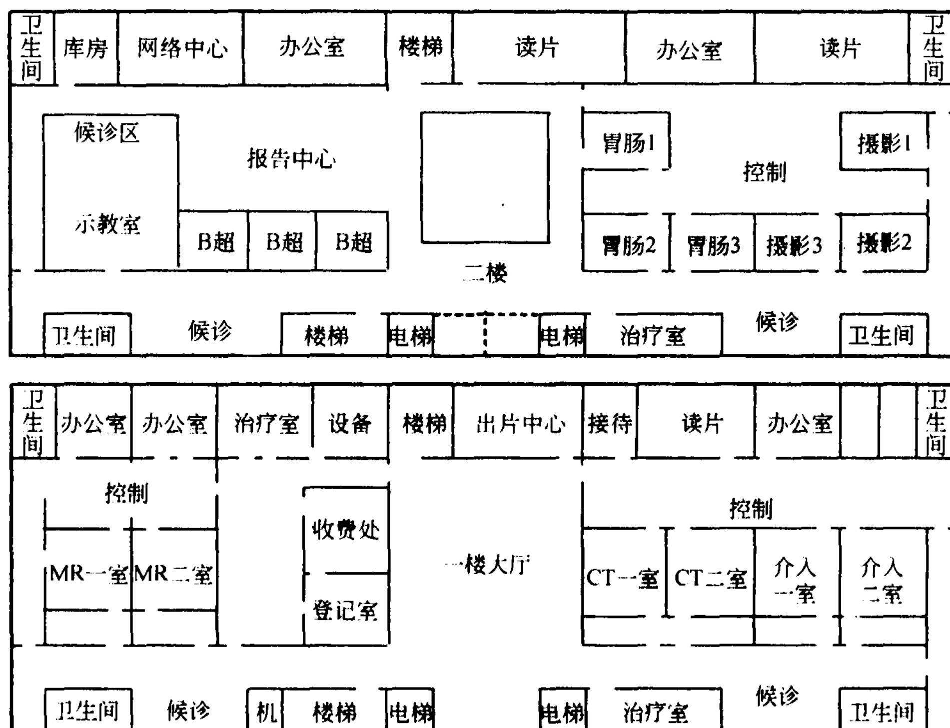



图 20-3 影像中心分布平面图

(4)一站式服务:划价一交费一预约或编号等手续,让病人排一次队一次办妥。这可能给窗口内各部门的工作造成一些麻烦,应以病人为中心,协调安排内部工作。这是缩短病人等待时间的有效措施。

2. 改善就医环境 这是以病人为中心和社会文明进步的体现。

(1)留出适当候诊空间,适度装饰,设置饮水机等设备,方便病人就诊。

(2)给病人一个号码,让其安心等待。设置信息化显示牌或广播,及时明确告诉哪位病人到几号机房进行检查。

3. 保障安全 加强辐射防护宣传,介绍辐射可能对人体造成的伤害和防护措施。提高全民的防护意识,是关系身体健康和子孙后代的重大问题。

(1)有电离辐射的机房门口上方设辐射指示灯,灯亮期间不要开门进入。

(2)有电离辐射的机房门口设辐射标志,提醒病人加强自身保护。

(3)在磁共振机房外,应设明显强磁场标志。提醒装心脏起搏器和钢板内固定的病人请勿靠近。禁止铁磁性物质进入机房,如钥匙、手表、硬币等;禁止携带磁性记录的物品进入机房,如银行卡、IC 卡、手机等。

(山东省医学影像学研究所 秦维昌)

# 第21章 设备管理

高技术含量的各类医学影像设备是医学诊疗中不可缺少的工具。综合性医院影像设备的价值已占医院固定资产总值的一半左右，其装备程度成为医院竞争力的重要方面。合理的引进和管理影像设备能够为医院的业务发展提供必要的手段，带动医疗水平的提高；加强设备管理，提高使用率、延长设备寿命也是降低运营成本、使有限的资金发挥最大作用，进而促进医院效益的增长的重要方面。

## 第一节 设备的引进

设备的选购和引进是影像设备管理的重要内容之一，是一项复杂工程。选购工作的成功与否直接影响着设备能否正常、持久发挥作用，对医院的效益产生重要的影响。医院主要负责人应组织设备管理部门、医学影像科室和财务部门的相关人员共同研讨分析，对所需选购的设备进行全面的性能、质量、价格、后服务等作出分析评价，为正确的选购提高依据。

医疗设备的购置，涉及金额高、周期长、政策性强等特点，需与多部门协同运作。特别对于进口设备的引进，还需要领会国家的相关政策，熟悉进口工作的环境和具体做法，了解进口的全过程每一阶段的工作，合理安排协调各个方面。否则，将会产生一系列的麻烦甚至遭受不必要的损失。

医学影像设备选购的基本原则是技术上先进、经济上合理、工作中适用、后服务可靠。避免盲目追求高档和品牌，综合各方面因素来确定设备购置。本节将对设备选购的步骤及其随后的管理进行具体介绍。

### 一、立项过程

1. *立项原则* 设备的购置立项，要从医院发展和实际需要出发，主要考虑以下几方面：

(1)满足医疗需要：购置急需的设备，确保医疗工作的正常运行。随着医院业务发展、原有设备的陈旧，随时增添和更新，引进性能优良的新设备是设备管理经常要考虑的工作。

(2)形成特色专科：影像设备的引进可以促进某一学科的发展，促进特色专科的形成。三维图像的合理应用可对手术方案提前制定，对于缩短手术时间、提高手术成功率十分有益，促进了临床学科的发展。介人设备的引进，使介入诊疗得以大量应用等都是很好的例证。

(3)提高医院整体竞争力：设备的引进一定伴随着技术的引进。应在要求厂家提供后服务保障的同时，要求厂家提供技术支持和科研合作，就带动了技术的进步。影像设备的引进不仅是看作设备本身的使用需要，也会带动医院整体水平的提高。

2. *立项程序* 首先由临床使用科室提出购置申请，从科室工作对设备的需求，其作用特点、先进性、目前情况、应用前景及两个效益分析，以及申购科室具备的条件(含人员和场地)等方面阐述立项依据，交由院医疗设备论证小组论证。医疗设备论证小组从技术上引进条件是否成熟，资金上是否允许，人员及场地准备上是否充分等方面进行论证。经论证小组论证通过

的医疗设备引进项目报医疗设备管理委员会，从宏观上对项目的立项进行审批。

## 二、选型定位

在确定引进大型设备后，下面要做的就是设备的选型。对医院而言，并非都要买最好的设备，而是在一定的预算限制下根据医院的业务需要寻求最合适的设备、配置和服务。因此，设备的选型必须要考虑以下几项原则：

1. 实用性　指拟购的设备属于医院必不可少的，同时又适合于医院本身实际工作需要的设备。大型医疗设备的配置很复杂，有标准套（指基本功能）和选配件。要明确各含有哪些硬件和软件，常用功能和在近期就能开展的功能可以选配，但不必求全，要做到功能上实用，既够用又不浪费。国产设备具有维修方便，零配件供应有保障，运行成本低等优势。在国产设备能够满足使用要求的情况下，可予优先考虑。

2. 先进性　先进性是指拟购设备性能、质量可靠，精确度、灵敏度高，检出率和治疗有效率高，能代表当今该领域先进水平。认真研究技术资料，排除虚假宣传和商业炒作。拿出自己对产品的真实评价。

所采用的技术代表当前该领域的发展潮流，并处于领先地位，设备购入后能开展新的医疗项目或填补某项空白。

因为大型医疗设备使用年限较长，选购时要注意选择厂家最新的、已成熟的产品，切勿购买厂家积压产品。避免出现刚引进就落属后淘汰技术的情况。

3. 性价比　经济上合理。医疗设备产品有进口和国产之分，品牌有知名的和不太知名的，档次有高档的和低档的，在医疗设备立项时要充分考虑引进产品的档次，尽量做到少花钱多办事，做到经济上合理。

购置大型医疗设备过程中，性价比的把握是主要环节。应注意实用性与先进性相结合，对设备的先进性要有所侧重。在听取各厂家产品介绍的基础上，还要到有代表性的用户实地考查，了解医院在使用设备过程中，对产品质量、机器性能、消耗品价格及售后服务等情况的实际反映，并以实际考查结果为主。

4. 运行费用　购置大型医疗设备时，即要考虑购买设备本身的费用，还要考虑品牌的信誉、故障率、维修费用等。以及以下因素的影响：①其他配套设施要求和费用；②消耗品的价格，是否独家供应，用量；③对环境条件是否有特殊要求，④运行费用，水电消耗等。

5. 售后服务　要选择有实力、有信誉的公司，保证各项后服务约定条款的兑现。对于大型医疗设备来说，售后服务显得更为重要，这是因为大型设备费用高，其使用效果直接影响医院的效益。加上其使用年限长，难免出现故障，如果厂家不能保证及时修复故障，对医院的诊治工作及经济效益将带来严重影响。其中对设备维修影响较大的因素有：①生产厂家在本地或就近应有配件库，保税库有充足零配件存量，确保零配件 10 年供应，；②配有专职高素质的维修工程技术人员；③厂家承诺的设备故障反应时间，其他医院同类设备维修中的实际情况；④厂方提供一定的技术资料，对医院设备维修人员进行专门培训；⑤医院对业务开展提供技术支持和科研合作，协助扩展新项目，充分发挥设备作用。

6. 核查各厂家产品在中国市场的销售许可证明

## 三、配置原则

1. 硬件、软件结合　设备进入数字化时代，其硬件组成仅是设备构成的一部分，是一个平台。其质量说明设备的性能。软件在很大程度上说明设备的功能。有些功能是硬件软件结合完成的。配置时明确哪些功能是需要的，哪些是可以放弃的。不必追求完善。

2. 合理选择选配件　设备构成分标准配套和选配件。要明确标准套包括哪些硬件、软件，哪些是属于选择购买的。属于标准配套中应该有内容的一定要厂家全面提供。选购件则根据实际情况进行选择。如果厂家或销售商把标准配套中应该有的说为选购件，就是变相涨价。常用功能和在近期就能开展的待用功能可以选配，近期不能开展的待用功能可以暂时不配，待条件成熟时再加配，要针对本医院的特色和工作需要选择配套，做到既够用又不浪费。

3. 工作站　由于图像后处理成为重要观察手段，后处理耗费时间多，在工作量较大的医院，可单设工作站。这样，把后处理软件装在工作站上，在图像采集完成后，图像数据传送到工作站，主机可继续检查病人。由工作站进行图像后处理。科研、教学都很需要，对工作量大的单位可以考虑配置。

4. 适应网络化时代　进入网络化时代，各种技术日新月异。看得见的是网络化的实现。配置时应考虑本单位网络化进程，适当留有发展余地。各种影像技术的融合功能。

5. 提倡中心式服务模式　各医院引进设备应合理配置，不必求大求全，提倡小型分散、大型集中，中心式服务模式，不常用的就不必配置。应对自己医院的作用合理定位，对引进的设备合理定位，是临床实用型、临床研究型还是研究型。使引进的设备都能充分发挥作用，既不闲置又够用。

6. 属卫生部规定的大型设备要同时办理《许可证》手续

## 四、招　　标

设备选型确定后，对于大型设备下一步就应该是招标。根据国家相关政策规定，医院必须委托具备资格的招标公司依法对大型医疗设备进行国际招标。大型医疗设备的招标采购需经过申购论证、编制标书、招标评标等过程。

1. 全面了解计划设备的发展现状、产品动态等信息　了解各厂家、档次、型号的详细配置方案，为标书编制做好准备。

2. 编制标书　正式立项采购的大型医疗设备，由设备使用科室和医学工程技术人员一道编制标书，编制技术指标时应考虑到技术上的先进性、功能上的适用性和经济上的合理性。标书指标要求不要有倾向性、排他性。使至少3个厂家能够基本符合标书要求。争取较大空间，货比三家，全面衡量性能价格比。

3. 上网公示　标书编制完毕，交由招标公司上网公示。以便厂家了解情况，购买标书。

4. 招标评标　首先按所购设备的性质、金额等选择采购的形式，金额大的设备（如单机价格在50万元以上）可以采用公开招标，金额中等的设备（如单机价格在10万～50万元之间）或国际上生产厂家很少的设备可以采取邀请招标，金额小的设备（如单机价格在10万元以下）可以采用单一来源采购。采购形式确定后，随机抽取专家组成评标委员会，一般有5位或7位评委组成，并推选1位主任，评标过程由主任主持。开标唱标后各评委依据评分标准独立打分，评标结束后，评标委员会主任综合评委意见，当场向项目招投标领导小组提供书面评标报

告，并推荐合格的中标候选人。

## 五、合　同

确定中标厂家后，院方与中标厂商本着互惠互利的原则，经友好协商，签订详细购置协议书，内容包括设备的品名、型号、配套、数量、价格、付款方式、到货期和到货口岸等。双方签字以此作为签订外贸合同的依据。我国现实行的是外贸代理制，医院无进出口权，在与中标厂商签订协议后，与外贸公司签署委托协议，最终外贸公司与外商签订正式外贸合同。合同条款甚多，此处仅对其中较为重要的几项内容进行简单介绍。

1. *供货清单必须清楚供货清单中的每一项物品的具体含义及其在全部配置中的作用* 清单中要注明具体的技术参数。确认合同所附的供货清单时，要与谈判过程中的供货清单进行认真核对。注意大型设备与其附属设备的配合。

2. *货价、完税价、实际价* 进口设备的货价分 FOB，C&F，CIF，DDP 几种。离岸价 FOB(free on board)意味着从离开国外口岸后的运输、保险的承办及费用均由买方负责。到岸价 C&F(cost and freight)意味这到达指定的中国口岸前的运输由运方承办及付费。到岸价 CIF(cost insurance freight)意味着到达指定的中国口岸前的运输及保险均由卖方承办及付费。DDP(delivery duty paied)对于有中方合作伙伴的外商而言，DDP 价意味着到达指定的中国口岸前的运输、保险及货物到达我国港口后的出关、纳税等均由卖方承办及付费。也可以要求到院价，到院以前的所有运输、保险费用都包含在合同价内。

X 线机的进口税＝到岸价×6％；海关监管费＝到岸价×0.3％；增值税＝(到岸价＋进口税)×17％；银行手续费＝到岸价×0.5％；外贸代理费＝到岸价×1％。除此之外尚需少量报关提货费、国内运保费、商检费。以上各费用的总和应控制在医院的预算以内。简单的估算办法是：实际价＝FOB 价×汇率×128％。

3. *付款方式* 预付款一般为货款的 0～10％，可电汇 TT(telegraphic transfer)，或付款赎单 DP(documents against payment)。主货款一般为 80％～90％，可用信用证 LC(letter of credit)于外商发货时支付。所剩 10％款项于到货安装并验收合格后支付。以保证货物发生问题进行索赔时主动权。

4. *发货时间的确定* 视运输方式而异，如海运、空运。发货时间＋路途耗时＋出关耗时＋国内运输耗时＝安装准备完毕时间。按以上公式即可得出最佳发货时间。

5. *安装* 合同附件中要注明下列环节的限定时间。厂方将设备部件的重量、尺寸、电源、地线、防护、环境温湿度等要求的书面文件交付院方，医院将机房建筑结构及设备部件布局图交厂方；厂方做出详细的安装设计图，院方对建筑、水、电等准备就绪；厂方安装、调试时限。

6. *培训* 合同附件中要注明培训内容、地点、人员、待遇等。

7. *技术资料* 合同附件中要注明技术资料的内容、份数、语言、交付时间。一般为合同签订后立即交付一份，以便医院工作人员熟悉设备。随机一份，用于存档。

8. *质量保证* 合同附件中要注明质量保证期限及保证办法。特别注意认真领会厂方对 X 线管、影像增强器、高压发生器及第三方采购品如相机、注射器等特殊部件的保修条件。合同附件中还要注明厂家对开机率的保证及赔偿办法。

合同在双方签字后具有法律效力，买卖双方都有责任严格履行合同，承担各自的义务，卖方要按规定时间备货发货，买方要按合同要求办理进口手续并支付货款。

# 第二节 验 收

## 一、海关手续

海关是国家的货物进出境监督管理机关，依法独立行使职权。货物从国外进入我国口岸时，要办理报关手续，接受海关查验，并征收关税、增值税。海关对进出口货物的监管，按照申报、查验、征税、放行、后续监管、核销结关的程序进行。

1. 申报 货物进关时，医院或外贸按照海关的要求，递交该进口设备的各种批文和单据，向海关报清此货物的具体情况，以备海关查验和放行，这种手续叫申报。

进出口货物的申报要在规定的时限内进行，货物到港后，要在14天内向海关申报，超过14天申报的由海关征收滞报金。计算公式：进口货物完税价×0.05%×滞报天数；超过3个月仍未申报的，海关有权变卖设备，变卖所得的款项抵付关税、仓储费等。货物到港后，院方要配合外贸公司持合同副本、外方发票、提单、装箱单等先到进出口商品检验检疫局报验，在获得商检放行凭单后，持上述单据及免税证明、机电进口证明等到海关办理报关手续。

2. 查验 海关查验货物是监管工作的一个重要制度和必要程序，海关根据申报单据，现场实际核查货物的名称、规格、数量等，进出的货物均应接受海关的查验，海关查验货物时，一般在港口验货，医院和外贸公司均应到场，负责开拆和重封货物，海关有权复验或提取货样。

查验有进关查验和监管运输、现场查验。

3. 征税 关税和其他税收不同，只针对进出口货物征收，根据海关税则的规定，对各种进出口货物制订了不同的税率，如X线机和B超的税率是不同的。享受减免税的单位应出具相关证明，申请减免。

4. 放行 在申报后经海关查验，单货相符，海关给予放行，放行后持海关放行单和提货单到海关监管库提货。减免税货物在海关放行之后，仍然要接受海关的5年监管期，在此期间不得擅自出售转移，否则构成违法行为。

5. 核销监管 是海关与外管局联网对买方付汇情况的监管。

注意：在进出口业务中，要严格遵循国家的法律法规，坚决不能触犯法律，不能有以下违规行为：①申报货物的名称、价格、数量不符；②提交的单证、合同、发票不真实；③涂改、伪造单证；④不按海关规定的时间、地点申报；⑤监管期内的货物不能自行处理。

## 二、商 检

《商检条例》规定："一切进口商品都必须检验。"这是国家对进出口商品检验工作总的要求，也是检验工作的一项政策。医院进口仪器设备也不例外，属于国家强制检验，这也符合对外经济贸易发展的客观要求，不仅可以挽回经济损失，维护医院的信誉和利益，而且对保障医院建设都起着积极作用。

1. 商检工作的地位

(1)商检工作是国际贸易中不可缺少的重要环节、它是由买卖双方或商品检验部门根据合同或有关标准，对进口仪器设备的品质、数量、重量、包装残损等进行的检查验证和公证鉴定，并出具"证书"作为买卖双方货物交接，交付货款和处理索赔的依据。

(2)我国商品检验机构是中华人民共和国进出口商品检验局以及省市自治区的商品检验局和设在主要口岸或进出口商品集散地的商品检验分支机构。

2. 商检工作的作用

(1)维护医院的利益和信誉:我国的商检工作是由社会主义性质决定的,必须把医院的利益和信誉摆在首位。进口仪器设备在进口过程中有丢失,短少的可能,在运输过程中,有霉变、遭受残损的可能。所以,做好进口仪器设备的商检工作,对于维护医院利益有着重要的意义。更为重要的是通过检验对于了解和掌握所进仪器设备品质,消除隐患,可保障医院开展正常医疗业务。

(2)维护对外贸易中双方各自合法权益:我国商检既不从属于买方和卖方,也不从属于生产运输、保险等有关部门,它是买卖双方交易过程中的一个公证机构,出证明,解决争议,办理索赔。

3. 商检手续及其注意事项　进口仪器设备商检的程序是指对外贸易关系人向商检机构报验及商检机构抽样、检验、鉴证等商品检验的过程。

商检的一般程序包括四部分,分别为:

(1)报验:这是商品检验工作的起始程序。报验须填写“进口商品检验申请单”。同时须提供合同、国外发票、提单、装箱单等有关资料。

(2)抽样:是检验的基础。

(3)检验:是商检工作的中心内容,应做到准确、及时、货证相符。报验人必须保证商检局必要的检验出证时间,进口仪器设备应不少于 1/3 索赔有效期时间,索赔期过近,来不及完成检验出证者,须向国外延长索赔期,商检局方可接受报验。

(4)鉴证:这是商检机构所鉴发具有法律效力涉外证件。

### 三、到货验收

到货时首先根据合同和装箱单逐项逐箱检查货箱数量然后注意观察包装有无损坏、变形,有无水浸痕迹、检查震动标志、倾斜标志(有的包装箱侧面有“倾斜倒置记录标记”,只要该箱曾经被倒置或大幅度倾斜,标记会发生颜色变化),如有异常应在送货单上做事故记录后再签收,以便事后明确责任。

## 第三节　安装验收

大型医疗设备的安装过程一般包括前期准备、安装调试和检测验收几个阶段。

### 一、前期准备

根据购置的仪器设备类别、型号和软硬件的配置情况,用户同影像设备厂家的技术服务部门或其代理商的技术服务部门商定安装计划,协商解决安装过程中必要的设施和条件,如机房、空调、水、电源、地线、过梁、件运输通道等。制定机房和附属房间设备安装平面图。

1. 在同设备供应商签订购置合同时,双方均会要求以书面形式规定需要提供的设备安装的场地要求。如 CT 机的安装需要对机房的位置、面积、高度、X 线防护标准进行说明。通常 MR 的供应商会根据医院的现实情况和要求提供建筑方案,包括 MRI 工作区域的平面图、射

频屏蔽室的设计方案及尺寸、MR扫描机的安放位置、水电供应和空调设备的指标要求及建议等。安装还要对MR扫描机定位点地下和附近的金属管道、电缆和其他技术埋置物的布局情况进行详细的调查，以便对磁体定位点的基础射频干扰水平进行测定，利于正确选址和确定高频屏蔽室的等级要求，为机房磁屏蔽的设计和施工提供准确数据。

2. 院方应进行现场环境的各项准备，包括电源系统、设备专用地线，射频屏蔽室、空调、冷却水机组、上下水系统等。接受厂家对电源及地线等各种条件进行检测。

3. 在涉及技术性很强的工作时，需由设备供应商的技术服务部门（或其代理商）的工程师进行现场技术指导或咨询。

4. 场地施工单位必须严格按照设备供应商提供建筑方案的技术参数进行，尤其在涉及关键性技术参数的时候，如有改动，应征得设备供应商技术部门的许可。附属设施的建筑施工亦应满足设备供应商提出的工作环境要求，以免使用中出现事故或者设备工作状态不稳定等影响正常工作的情况。

## 二、安　装

1. *开箱清点验货*　对医疗仪器设备的机械部分及其零件，应开箱检验清点是否齐全、完整无损。对电气部分，也需要进行必要的检查。

2. *设备安装*　大型医疗仪器设备通常由厂家或供应商派遣工程师负责对设备进行安装和调试。医院器械科室的工程师及其他技术人员应配合进行，既可以对机器的组成、连接和运行等情况有一个全面的了解，是一个熟悉设备的过程，也是逐个工序代表医院的现场验收。

3. *接线*　对各部件间的连线逐个进行连接，并确保正确。通电前检查设备的接地端子和及其外壳是否与地线可靠的连接，检查外接电源的电压、电阻、相数、容量、线径等是否符合及其要求。

4. *通电调试*　在设备组装完毕后，对设备进行通电调试。如CT及MR等设备应对计算机及各电器柜预设值的设定、通电自检、单机调试、单机故障排除等进行检查，然后进行全系统的联机调试和模拟扫描调试。

5. *功能测试*　对所有功能进行实际模拟试验测试，确保功能正确实现。以上合格后进行动物实验，人体试验，评价综合效果。

6. *基本操作培训*　在仪器设备安装调试完成后，应对医院的医务工作者、工程师和技术员进行基本操作的培训和常见故障的识别、排除等培训。医务工作者和工程师的培训是与设备购置同等重要的工作，对保证高效充分的发挥设备的效能起着关键作用。

## 三、检测验收

设备安装后各项性能、指标应符合说明书规定或合同规定的技术说明中的水平；厂家工程师演示设备全部功能，确认硬件、软件配置符合合同规定。

1. *主要技术指标的认定*　这些设备主要技术指标的认定大多由专用的仪器工具，如模体，或特定的测试程序来完成。在设备验收检测过程中，工程技术人员应对这些测试结果进行记录并与设备说明书上提供的参数相比较验证。

2. *电参数测试*　仪器检测电参数调试结果，记录调试结果，各项误差应在允许范围内，重复性好。

3. 模体检测　各项性能指标、物理参数，符合指标说明，图像显示良好。

4. 临床应用验收　对设备操作的完备性和临床应用效果、图像质量进行全面评价，对设备能够提供的功能逐个进行临床验证，并把结果与说明书所介绍和其他同等档次的设备进行比较。

5. 认为符合后投入试运行

6. 各种文件的完整性　检查仪器设备所应具有作为产品性能依据的各种文件的完整性，技术说明书如使用说明书、维修说明书、附件说明以及设备调试说明、测试记录等。检查设备的产品文件如产品的生产和进口许可证、产品的合格证、软件的使用许可证等。

7. 签收　运行性能稳定、性能合格，使用科室认可，签署验收。保质期开始计算。

## 第四节　设 备 管 理

设备管理以提供设备的全功能正常应用和提高开机率为目的，以期让其发挥更高的社会效益和经济效益。设备管理的主要研究对象是设备，以追求设备的综合效率和设备寿命周期费用的经济性为目标，通过一系列技术、经济和组织措施，对设备寿命的全过程(立项、选型、订购、安装验收、正确使用、维护保养、直至报废)进行科学管理。设备管理主要经历了三个阶段：有故障维修、定期保养、全面质量控制。有故障维修阶段是设备管理中的初级阶段，处于被动状态，体现何时坏何时修、坏什么修什么，效率低下。定期保养是针对故障高发部位，易磨损、消耗部件设备通过有计划的保养使其较长期地运行在良好的状态，有效降低了停机损失。全面质量控制是设备管理中的综合管理阶段，包括验收检测和稳定性检测两部分，把设备管理从单纯的维护维修扩展到了对设备寿命周期的全过程进行管理。通过技术措施、经济措施和组织措施相结合的方式，使设备发挥最大的综合效能。

### 一、设备管理的任务

医学影像设备是是医学影像诊断乃至整个医疗诊断的物质基础。医学影像诊断的优劣不仅取决于操作技师和诊断医师的水平，还取决于设备本身的科技水平以及对于设备的管理水平。设备管理能够保证医学影像诊断的顺利获得，还是保证医院效益的重要条件。

1. 对设备进行综合管理，即对设备的整个寿命周期的管理。通过一系列的技术、经济和组织措施，从设备的立项、选型、订购、安装验收、正确使用、维护保养、直至报废的全过程进行管理，以期使设备的寿命周期费用最低和最大限度地发挥设备的综合效能。

2. 通过正确使用、精心保养和科学维修，保持设备性能指标的完好，以保证为医学影像诊断提供高质量的医学影像。

3. 充分发挥设备的综合效能，提高设备的技术性能利用程度和时间可利用率，俗称开机率。设备的时间可利用率可以用如下公式表示：

$$A=\frac{T_u}{T_u+T_d}$$

式中：$A$ 代表时间可利用率，$T_u$代表设备可能的工作时间，$T_d$代表设备保养维修等造成的停机时间。时间可利用率应达到95%以上。

4. 取得良好的设备投资效益。医学影像设备投资效益包括设备本身的使用收益和设备

所带来的附加收益(如由于医学影像设备的存在而产生的住院费、治疗费、用药费、其他诊察费收入等)。

5. 提高利用率,延长设备寿命。减少保有台数,降低运营成本。

6. 不断改善和提高医学影像设备的装备水平,以实现与医学影像设备的技术发展水平的同步,获得最新的可用于医学诊断的影像信息。

## 二、医学影像设备管理的内容

1. 对医学影像设备所处环境的管理　管理医学影像设备所处环境的卫生状况、温度、湿度等。

2. 对医学影像设备运行的技术管理　医学影像设备的安装管理、使用管理、维护保养、维修管理和质量控制等,包括设备安装验收的记录、运行状况的记录、进行日常技术指标的校正以及维修的技术管理等。

3. 对医学影像设备的经济管理　对于设备的购置、维修及日常运行进情况行技术经济评价和经济管理。

4. 对医学影像设备使用人员的管理　对于医学影像设备的直接使用人员及其相关人员进行管理,培养各层次人员及分工不同的各类人员思想和业务素质,减小认为故障的发生,保障设备的日常运行。

## 三、操作规程

操作规程是为保证设备的正常工作,根据设备的机构特点而编排的一整套操作程序。由于各影像设备结构的差异,操作规程也不尽相同。只有严格遵守操作规程,才能保证设备的正常使用。本节分别对各种医学影像设备的操作规程进行详细讲述。

### (一)X线机的操作规程

1. 开机前,首先检查控制台面板上各指示、仪表、调节器、开关等是否处于正常位置。

2. 合上电源闸并接通机器电源,调节电源电压使之指示标准位置,而后进行及其预热。

3. 根据诊断需要,进行技术选择,如台次选择、摄影方式选择、透视或摄影条件的选择、自动曝光选择、摄影参数选择等。在选择摄影条件时,应先确定管电流,再选择管电压。

4. 在进行透视或摄影曝光时,操纵脚闸或手闸时动作要迅速,用力要均衡适当。曝光过程中要倾听发生器声音,有 mA 表的要注视 mA 表指示,这对于了解设备状态、帮助故障分析很有用。

5. 机器使用完毕,应先关闭机器电源,再将各调节器置于最低位置,最后拉下电源闸。

### (二)CT机操作规程

1. 开机前先检查控制室、扫描室和计算机室的温度和湿度,使之达到规定的要求方可开机。

2. 严格按照顺序启动机器,观察自检过程,开机后观察各项技术选择是否在正常位置,并开始进行 CT 球管的老化训练,其程序是从小 mA 及低 kV 到大 mA 及大 kV 逐步进行,使球管逐步加温到正常状态。

3. 按要求进行老化训练后,再按医嘱和病变部位选择相应的技术条件扫描病人。

4. 按要求进行 CT 图像后处理,并记录影像。

5. 每天的病人检查完后，严格按照顺序关闭机器。到设备自动完全推出关机程序再关总电源。

6. 记录使用情况和开、关机情况。

**（三）磁共振操作规程**

1. 开机前先检查控制室、扫描室和计算机室的温度和湿度，使之达到规定的要求方可开机。严禁将一切磁性物体带入扫描室。

2. 观察水冷机的工作情况，并定期检查液氦量。

3. 开机后观察各仪表及指示灯的工作情况。

4. 磁共振检查病人时要严格掌握其适应证，再按医嘱和病变部位选择相应的线圈和图像序列扫描病人。

5. 及时做好线圈归位及卫生工作。

6. 按要求进行磁共振图像后处理，并记录不同序列的影像。

7. 每天病人检查完毕后，严格按照顺序关闭机器。到设备自动完全推出关机程序再关总电源。

**（四）超声设备的操作规程**

1. 打开稳压电源开关，待稳压电源电压输出稳定后，打开超声诊断仪主电源。

2. 工作时对超声探头轻拿轻放，避免碰撞或跌落损坏。

3. 开机工作后如需暂时离开，应按下“冻结”键，以保护探头。

4. 关机前应先将超声诊断仪设置成 2D 模式，再关机。

5. 关机后用清洁柔软的细纱布擦拭探头表面，以避免耦合剂残留。

6. 定期清洗超声诊断仪的防尘罩，保持设备的正常通风散热。

## 四、人员上岗培训

人员的培训是指提高人员的思想素质、业务水平和科研能力的工作。人员的培训从总体上包括两方面：自我培训和组织培训。自我培训是工作人员通过自学来提高自己各方面素质的活动；组织培训是通过科室的组织和安排来提高工作人员各方面素质的活动。这里我们对组织培训进行一下介绍：

**（一）思想素质培训**

思想素质培训指对于医学影像工作人员的意志品质和道德意识方面的培训。在接触病人第一线，应加强敬业精神和职业道德培训。

医学影像学是靠具有高科技含量的设备支持的，同样的技术、同样的设备，由于工作人员的敬业精神和医德修养的不同，在医学影像诊断中所带来的结果也大不相同。对病人认真负责，细心检查，遇到问题时认真钻研，可以获得高质量的诊断资料或得出准确的诊断报告；相反，也会因粗心大意和粗暴操作而造成设备故障和诊断失误，甚至出现责任事故。

**（二）技术技能培训**

医学影像学是技术性比较强的科学，提高工作人员的技术技能水平就意味着医疗诊断水平的提高。由于医学影像科中的人员构成所包括的人员类型很多，它们工作性质存在较大的差异，因此医学影像科中的技术技能培训就必须分门别类地进行，并应根据其工作性质的不同来采取不同的培训方法。培训的方法可以是多种多样的，不必拘泥于形式。

技术技能培训应掌握好以下几个原则：

1. *层次原则* 即按接受培训对象的不同层次制定不同的培训内容。

2. *适用原则* 即根据不同岗位工作的需要，制定与之相适应的培训内容，做到学以致用。

3. *加强基本功原则* 即对人员进行基础知识、基本理论、基本技能等基本功的强化培训。

4. *知识更新原则* 即对各类人员进行新技术新知识培训，并为各类人员学习和掌握新技术新知识创造良好的环境，防止知识老化以适应医学影像学的快速发展。

**（三）科研技能的培训**

医学影像学是一门年轻的科学，其发展和形成的历史相对较短，因此这项科学中尚有很多未知的和不确定的知识点，需要具有科研能力和创新能力的人员去发掘。科研是一项创造性工作，科研能力的培训应着重于对工作人员发现问题的能力和创新能力的培养。通过对新理论、新技术、新方法的培训，启发工作人员结合临床时间的需要和要求去发现工作中存在的问题，并把问题的解决尽快付诸于实践。

科研技能是技术技能的一种拓展，技术技能的培训和科研技能的培训是相辅相成的。人员科研技能的提高不仅能够促进科室整体的业务水平提高，同时还对人员的技术技能的提高起到促进和辅助的作用。具有科研能力的医学影像学人才是推动医学影像学持续发展的重要力量，因此应不断加强对科研技能的培训。

## 第五节 资料管理

医疗事业已进入信息时代，现代的医院管理水平随着信息管理而发展。医疗设备的资料管理作为医院管理的重要部分，运用科学的管理手段，为医院提供更好的服务。医疗设备管理是关于医疗活动中医院设备的配置、引进、使用、效益等几个主要方面的监控管理系统。它不只是简单地把医疗设备购进交给使用科室的事情，而是要把从设备购置前的论证、市场调查可行性报告、选型以及购置、安装、使用、维护、修理都纳入设备的管理之中。

### 一、档案管理

1. *设备档案管理的内容* 设备档案的内容主要包括：①前期资料，如申请单、论证记录、考察记录、标书、合同等；②技术资料，如使用说明书、维修手册等；③管理资料，如安装记录、使用记录、检修记录等；④报废审批手续等。

2. *收集技术资料* 有关医疗设备发展现状、产品动态等信息。当今医疗设备技术飞速发展，高精尖且价格昂贵的新型仪器日益增多，设备的更新周期日益缩短，要求设备管理人员必须了解有关医疗设备的发展动态和产品现状，收集有益杂志、技术资料、展销会资料等，进行分类整理，存入固定档案，为计划引进设备提供依据。

3. *建立完整的设备档案和严格的管理制度*

（1）为了建档的完整性，在设备购置前必须利用各种渠道获取全面的资料。从设备论证到开箱验收的整个过程中，应注意技术资料收集齐全。当设备到院后，档案管理人员和维修人员应及时到现场，共同开箱验收，并当场填写验收报告、设备履历表及所有卡片，然后连同订货卡片、合同、使用说明书、维修手册、技术图纸、产品合格证、保修卡、配件表及其他所有的有关资料一并装入档案盒，登记建档，并进行整理编排，归为一个案卷。

(2)从设备开箱时，就应建立该设备的使用管理和维护保养制度，同时填写使用登记表，交与使用科室，以便定期检查登记，为掌握设备利用率提供依据。归档资料如需借阅，则需办理借阅登记和签字手续，并限期归还。不准勾画或拆散，一旦丢失则追究责任。此外，鉴于当前的人才流动日益频繁，为了避免档案资料流失，注意有关人员调动情况，及时追回其借阅的档案资料。为了全面掌握设备的利用情况，制定严格的规定：①详细记录设备的工作情况和质量情况；②详细记录设备的性能和指标运转情况；③详细记录所有维修、管理情况；④制定发现设备故障和维修措施；⑤定期检查，定期上报。由于管理制度的规范化，不但有效地防止了某些部门乱购设备或只占不用的现象，而且还充分调动了使用科室的积极性，使设备使用率大大提高。

(3)对使用情况统计，进行运营成本核算，提出改进意见；加强维护保养和质量控制，改善设备使用状态；减少保有台数，提高利用率；为今后设备引进提出科学依据。

## 二、射线设备证书

为提高医用X线诊断质量，保护受检者、放射工作人员和公众的健康与安全，卫生部特颁发《医用X射线放射卫生防护及影像质量保证管理规定》进行管理。

1. 凡从事医用X射线诊断工作的单位必须事先向所在县以上人民政府卫生行政部门办理申请手续，经审查合格，领取《射线装置工作许可证》后，方可从事许可范围内的工作。

2. 新建、扩建和改建的X射线机房，在场址选择、建筑设计、防护设施等方面，必须符合国家有关法规和标准的要求。必须按规定的程序接受县以上人民政府行政部门预防性审查和竣工验收。

3. 凡申请从事医用X射线诊断工作的单位、个人，必须具备以下基本条件：

(1)具备与所开展的X射线诊断项目相适应的场所，设施和防护性能合格，运行指标满足所开展诊断项目要求的设备。

(2)具备人民政府卫生行政部门确认的相应专业技能、熟悉防护知识，健康条件合格，并取得《放射工作人员证》的工作人员。

(3)设有放射防护组织或专(兼)职放射防护人员，并建立工作人员及受检者防护和质量保证管理制度。

4. 医用X线射线诊断设备安装完毕后，必须经省、自治区、直辖市人民政府卫生行政部门指定的机构进行验收检测。证明其主要运行指标及防护性能符合国家有关标准，领取《射线装置工作许可证》后，方可投入临床适用。

5. 颁发《射线装置工作许可证》的人民政府卫生行政部门按有关规定对持证单位及个人进行定期核查，核查情况记录在许可证的副本上。

6. 从事医用X射线诊断设备的单位或个人，需要变更许可证或终止放射工作前，应及时到原审批部门办理变更或注销手续。

(山东省医学影像学研究所　秦维昌)

# 实　验

## 实验一　参观医院影像科，认识X线机

［实验目的］

1．让学生了解影像科的结构形式及放射室在医疗事业中的地位，巩固专业思想，培养全心全意为人民服务的精神。

2．让学生认识X线机在机房的布局方式和X线机的结构组成，增加感性认识，为后续学习打下基础。

3．让学生了解X线机的基本功能，提高学习X线机知识的自觉性和兴趣。

［实验方法及步骤］　将学生分组进行带习示教，分组组数根据教学医院X线机的数量、型号等设备条件及学生人数来定，重点对以下内容进行介绍、示教。

1．影像科中放射室的基本组成及放射室的整体布局。

2．X线机的产地、功率、功能、安装时间、工作任务及使用情况。

3．对X线机的X线发生装置的认识，包括控制台、高压发生器、高压电缆及X线管组件。

4．对X线机辅助设备的认识，包括摄影床及摄影用滤线器，诊视床及荧光屏、点片装置，天地轨及立柱，影像增强器及X线电视系统。

5．对X线的防护设施的认识，包括X线机结构中的固有防护部件及各种配用防护用品。

［实验要求］

1．应确定布局合理、X线机类型较全和管理较好的综合性教学医院影像科。

2．带教人员应熟悉影像科的整体情况，并具有一定的教学经验。

3．在示教过程中应进行操作演示。如控制台的各个旋钮的操作、电动诊视床的回转和床面的升降、摄影床面板的纵横向运动、立柱的移动、滤线器振动、X线电视系统操作等。

［实验报告］　根据参观内容，写出观后心得报告。

## 实验二　X线管的检查与试验

［实验目的］

1．掌握X线管外观检查的方法。

2．学会检验X线管真空度的方法。

［实验器材］　高压试验台1台，固定阳极X线管（若用旋转阳极X线管则必须配套启动装置），200mA X线机1台，自耦调压器1台或一号1.5V干电池2支，万用表1支，防护用品（铅屏风、铅眼镜等），乙醚或四氯化碳250ml，纱布若干等。

［实验方法及步骤］

1．外观检查

(1)检查X线管的玻璃外壳是否有裂纹、划伤、杂质和气泡,注意观察阴极端引线处、阳极柄与玻璃连接处的情况。距离窗口较远的直径小于1mm的气泡,以及管壳上的水纹线和轻微划痕擦伤,不影响正常使用。

(2)观察阴极灯丝绕制是否均匀,是否有变形、断路现象,螺旋管状灯丝与四周是否有相碰现象。观察阳极靶面是否光滑,有无麻点、粗糙、龟裂现象,铜体与阳极头有无明显间隙。

(3)观察玻璃管内有无异物,金属部分有无氧化、锈蚀现象。

2. 冷高压试验　冷高压试验是在X线管灯丝不加热的情况下,将高压加在X线管两端以检查X线管真空度的试验。

该操作方法是:先将X线管外壳用乙醚清洁后,放入高压试验台油箱内(油耐压不低于30kV/2.5mm),将高压引线分别连接到X线管灯丝引线和阳极引线上。然后操作高压试验台加高压,从低千伏开始逐步升高。为保护X线管,若高压试验台为全波整流方式的,则所加在X线管两端的冷高压不应超过X线管额定电压的70%;若高压试验台为自整流方式的,则所加在X线管两端的冷高压不应超过X线管额定电压的40%。在加冷高压时,X线管管内应无电离辉光,无极间放电、跳火现象,毫安表无指示,稳定在零值。如有辉光产生,且辉光强度随管电压升高而增强,说明该X线管真空度不良。

3. 灯丝加热试验　先用万用表欧姆挡测试灯丝是否通路,然后用自耦调压器调准3V交流电源(或两节1.5V一号干电池串联)直接给灯丝供电,此时灯丝应全段均匀燃亮,无明显暗区。

[注意事项]

1. 注意电离辉光和管壳玻璃荧光的鉴别。有些X线管在加冷高压时,会产生二次电子撞击阳极端的玻璃产生荧光,这种荧光随管电压升高而减弱,而X线管真空不良产生的辉光随管电压的升高更加明显,以此来区别。玻璃辉光不影响X线管的使用。

2. 旋转阳极X线管的训练必须要在启动装置下使旋转阳极转起来以后进行,绝不允许在阳极静止状态下进行训练,否则要损坏阳极靶面。

3. X线管的冷高压试验要在其允许的最高电压下进行,以避免损坏X线管。

[思考题]

1. 外观检查X线管的内容有哪些?

2. X线管冷高压试验的目的和方法是什么?

3. 怎样检查X线管?

4. X线管的使用注意事项有哪些?

## 实验三　X线管的更换

[实验目的]

1. 了解X线管管套的结构。

2. 熟练掌握更换X线管的方法。

3. 掌握X线管的训练方法。

[实验器材]　固定阳极X线管,固定阳极X线管管套(带高压插座),散热体、变压器油、纱布、乙醚或四氯化碳、工具等。

[实验方法及步骤]

1. 拆卸旧X线管

(1)将管套两端的外盖拆下：把膨胀器固定螺丝松开，取出胀缩器，从管头内倒出变压器油。

(2)拆卸阴极端：先卸下阴极端的引线和阴极固定胶木，并记录大、小焦点接线位置。

(3)拆卸阳极端：固定阳极的X线管阳极柄上装有散热体，散热体与高压插座相连。拆卸时，先托住X线管，再将散热体与高压插座固定螺钉松脱，即可将X线管从管套的阳极端取出。

2. 更换新X线管

(1)用乙醚或四氯化碳将管套内部和X线管擦拭干净。

(2)将散热体固定在阳极柄上。

(3)将X线管放入管套内，调整X线管位置，使阳极焦点面中心与放射窗口中心重合后，先固定阳极，后固定阴极。

(4)将阳极和阴极的连接线接好，注意检查大、小灯丝引线是否与插座标记一致。一切无误后封装，但应留出注油孔，待注油后封装。

(5)注油、排气、封装。

3. X线管的训练　其具体方法详见第12章的通电调试部分。

[注意事项]

1. X线管初次使用或搁置较长时间后再次使用时，必须进行X线管训练。

2. 日常操作X线管动作要轻，不得碰撞，保存X线管时，应阳极在下垂直放置。

[思考题]

1. 简述更换X线管的操作过程。

2. 简述X线管的训练方法。

## 实验四　认识高压发生器及部件

[实验目的]

1. 观察各高压元件在高压发生器箱内的布局位置。

2. 对照电路理顺高压发生器中各元件之间的电路连接关系。

3. 进行高压硅堆装卸训练。

[实验器材]　无交换闸的高压发生器及带交换闸的高压发生器(台数以实验室为准)，辘轳架及铰链，常用工具2套等。

[实验方法及步骤]　按高压发生器台数和学生人数进行分组，保证都能观察两种不同类型的高压发生器的内部结构。其步骤是：

1. 认识高压发生器箱顶盖上的接线板上各种字母代表的含义，放电针、放电管的位置，高压电缆插座及其标记等。

2. 卸下高压发生器箱顶盖四周的固定螺丝，用铰链将顶盖固定在辘轳架上，利用辘轳架缓缓升起内部的高压部件，以完全露出来为准，注意变压器油不要溢出。

3. 识别其内的各高压元件名称及布局位置。

4. 对照电路图，找出各高压元件的连线走向。

5. 将相关工具和操作者的手用乙醚或四氯化碳进行清洁处理后，将高压整流硅堆卸下后再装上，反复训练。

[注意事项]

1. 开设此项实验时应选择天气状况，潮湿天气不宜进行。

2. 在观察和操作过程中，要特别注意不要将杂物和水分带入油箱内。

3. 实验结束后应立即封闭高压发生器油箱。

[思考题]

1. 绘制出高压发生器箱内各元件的布局图。

2. 写出更换高压硅堆步骤及注意事项。

## 实验五　常用控制开关的使用

[实验目的]　掌握按钮开关、组合开关、手开关、脚开关、微动开关、琴键开关、刷形开关的结构，学会其使用。

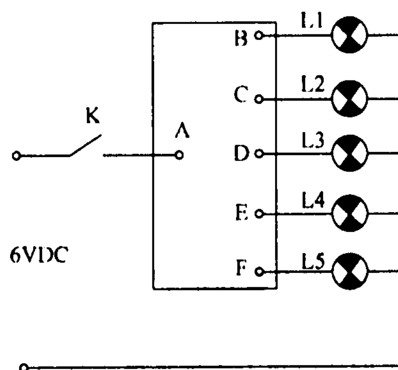
[实验器材]　按钮开关、组合开关、手开关、脚开关、微动开关、五挡琴键开关、刷形开关，数量根据实验室情况而定。普通闸刀开关1支，6伏电源1台，6.3伏小灯珠5个(涂上不同颜色或做上标记以区别)。

[实验方法及步骤]

1. 将按钮开关的常闭接点接入图中的A及B端，常开接点接入图中的A及C端，合上开关K，观察按下和松开按钮开关时灯珠的变化情况。

2. 将图中的A点分别接到组合开关的两层静触点上，将B及C分别接到两层对应的动触点上，合上开关K，旋动组合开关手柄，观察灯珠的变化情况。

3. 将手开关的两接点接入图中的A及B端，合上开关K，按下手开关，观察灯珠的变化情况。




**实验五图　控制开关使用实验**

4. 将脚开关的两接点接入图中的A及B端，合上开关K，踩下脚开关，观察灯珠的变化情

况。

5. 将微动开关的两接点接入图中的 A 及 B 端，合上开关 K，按下微动开关的压杆，观察灯珠的变化情况。

6. 分别找出 5 档琴键开关的常开接点中的一个接点同时并接入图中的 A 端，其常开接点的另一接点分别接入图中的 B，C，D，E，F 端，合上开关 K，分别按下 5 档琴键开关，观察灯珠的变化情况。

7. 选择刷形开关的一层，将该层的动触点接入图中的 A 端，任意确定该层上的 5 个静触点分别接入图中的 B，C，D，E，F 端，合上开关 K，旋动刷形开关，观察灯珠的变化情况。

[思考题]　写出操作体会报告。

## 实验六　接触器、继电器的使用与参数测定

[实验目的]　通过实验掌握接触器、继电器的结构及工作原理，正确使用接触器、继电器。

[实验器材]　每组实验所需器材：交流接触器(CJO-10)1 个，JTX 直流继电器(12V)1 个，直流电源、调压器各 1 台，电容器(0.5μF，1μF)各 1 个，万用表 2 只，电位器或可变电阻器(100Ω，500Ω)各 1 个，电秒表 1 只，220V15W 普通灯泡 1 个，12V 灯泡 1 个，导线若干，双踪示波器 1 台。

[实验方法及步骤]

1. 接触器吸合电压的测定

(1)按实验图六中的 a 图连接电路。

(2)将调压器从零开始逐步升高电压，直到 $L_1$ 灯刚好亮（即接触器 CJO 吸合）时停止，此时接触器两端的电压即为吸合电压，记录此值。注意观察接触器吸合后的声音、触点有无吸合不稳的现象。

(3)重复以上操作 5 次，记录 5 个电压值，求其平均值作为吸合电压值。

2. 继电器吸合电流的测定

(1)按实验图六中的 b 图连接电路。

(2)从大到小调节电位器 $W_1$ 的电阻值，使流过线圈中的直流电流逐步增加，直到 $L_2$ 灯刚好亮(即断电器 JTX 工作)为止。此时的电流值即为维持工作的最小电流值，记录此值。

(3)重复以上操作 5 次，记录 5 个电流值，求其平均值作为维持工作的最小电流值。

(4)调节电位器 $W_1$，使其短路，使 12V 的直流电压全部加在继电器线圈上，此时的电流为工作电流，记录此值。

3. 继电器延时吸合实验

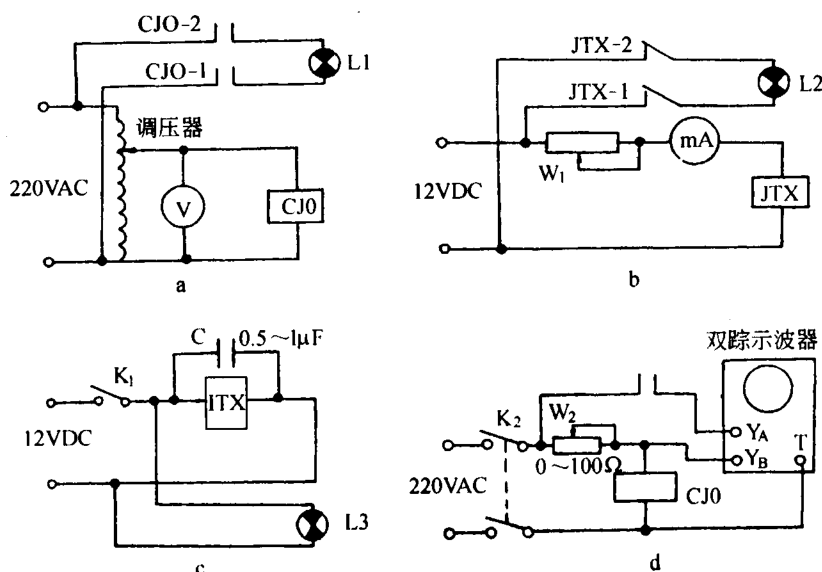
(1)按实验图六中的 c 图连接电路。

(2)先接上的 0.5μF 电容器，观察继电器 JTX 延时吸合情况。

(3)再接上的 1μF 电容器，观察继电器 JTX 延时吸合情况，并与上比较延时时间的不同。

4. 接触器或继电器线圈得电与其触点吸合的相位差测定　从理论上讲接触器或继电器线圈得电工作，要滞后一定时间触点才吸合，这在一般场合下不影响电路工作，但在高压初级电路中却有严格要求。一般滞后时间极短，为数毫秒，只有通过测定其相位来确定。

(1)按实验图六中的 d 图连接电路。




实验六图　接触器、继电器实验

(2)调节电位器 $W_2$，使其短路，在示波器上观察二者的相位关系，并计算其滞后时间差。

(3)调节电位器 $W_2$，逐步增加电阻值，在示波器上观察主触点的闭合是否在零相位上。

［思考题］　将以上所测参数值记录、计算，写出实验报告。

## 实验七　控制台操作训练

［实验目的］　通过训练，掌握小、中、大型 X 线机控制台的操作使用。

［实验器材］　小、中、大型 X 线机控制台，台数由实验室情况来定。万用表 2 支，普通灯泡 1 支，100W 灯泡 1 支，1 000W 电炉 1 支。

［实验方法及步骤］　根据实验室 X 线机控制台台数及学生人数分组，进行轮换操作训练。

1. 在控制台内的电源电压表两端并联一支 220V 灯泡(瓦数无要求)，将灯泡置于方便观察的位置。

2. 在控制台内接线板上卸下高压初级接线($P_1$，$P_2$)后，同时并联一支 220V100W 的普通灯泡和万用表，置于方便观察的位置。

3. 在控制台内接线板上卸下灯丝初级($F_0$，$F_1$，$F_2$)外接线后，同时并联一个1 000W的电炉和万用表，置于方便观察的位置。

4. 开机常规操作

(1)合上墙匣，按下控制台上电源“通”按钮。

(2)调节电源旋钮，观察灯泡的亮度变化和万用表的电压指示变化范围。

(3)分别选择“透视”和“普通摄影”方式，调节透视毫安、选择摄影各毫安档，观察电炉的亮

度变化和电压指示变化。记录其灯丝初级电压值。

(4)选择"透视"档,踩下脚闸,选择透视各千伏档,观察灯泡亮度及电压指示变化,记录其初级电压值,并经变压比计算出千伏值。

(5)选择"普通摄影"方式,按下手闸,选择摄影各千伏档,观察灯泡亮度及电压指示变化,记录其初级电压值,并经变压比计算出千伏值。

(6)选择"滤线器摄影"方式,重作上(5)操作。

[注意事项]

1. 要求学生注意安全用电,通电和测量时,实验教师现场指导进行,避免发生触电事故。

2. 注意操作规范,不要损坏机器和仪表。

3. 根据机器型号的不同,"方法和步骤"中的内容可灵活设计。

[思考题] 根据操作训练感受及测量值,写出操作体会报告。

## 实验八　谐振式磁饱和稳压器的特性

[实验目的] 掌握谐振式磁饱和稳压器的工作原理。

[实验器材] 谐振式磁饱和稳压器1台,自耦调压器1台,220V50W灯泡1支,万用表1支。

[实验方法及步骤]

1. 将自耦调压器的输出端连接到谐振式磁饱和稳压器的输入端,在稳压器的输出端并联上万用表的电压档。

2. 调节自耦调压器,使其输出到稳压器的电压分别为100V,120V,140V,160V,180V,200V,220V,240V,读取稳压器输出端对应的空载电压值,并记录。

3. 在稳压器的输出端接上220V50W灯泡1支,调节自耦调压器,使其输出到稳压器的电压分别为100V,120V,140V,160V,180V,200V,220V,240V时,观察灯泡的亮度变化,读取稳压器输出端对应的负载电压值,并记录。

4. 同上操作,连续调节自耦调压器,记录使稳压器稳定输出220V时稳压器的输入电压变化范围值。

[思考题] 根据上2,3步骤记录的数据,绘制稳压器输出电压与输入电压关系(动特性)曲线图。

## 实验九　晶体管限时器制作

[实验目的] 通过对晶体管限时器的安装和调试,进一步理解限时器的工作原理和调试方法,提高实际操作技能,并能分析一般电子限时器电路。

[实验器材] 每组配备下列器材:

1. 印刷电路板(或自制)1块,万用表1只,示波器1台,25～45W电烙铁1把及电工工具1套,低压电源1台。

2. 多掷单刀开关、电源开关各1个。

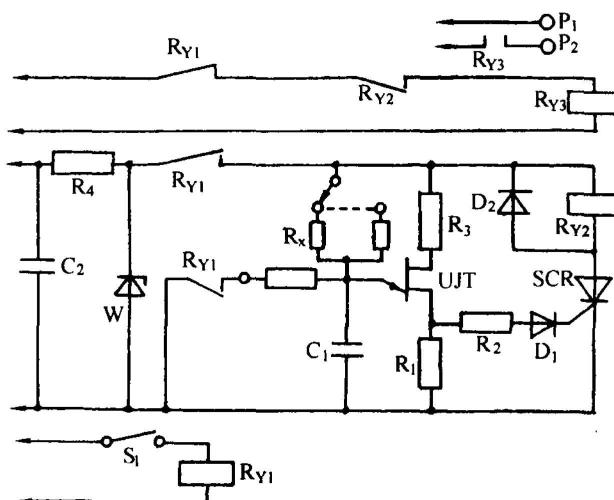
3. 继电器JZ7-44($RY_1$)、JRX-13F($RY_2$),JCO-10($RY_3$)各1个。

4. 晶体管 BT35A(UJT),3CT1KF(SCR),2CW 型稳压管各 1 个,2CP20 二极管($D_1$,$D_2$)2 个,桥式整流块(12V)1 个(或 4×2CP20)。

5. 电阻 $R_1$ 为 10Ω,$R_2$ 为 1kΩ,$R_3$ 为 10kΩ,$R_4$ 为 200Ω,限时电阻 R 用 0.1kΩ,0.5 kΩ,1 kΩ,10 kΩ 各 1 个组成。

6. 电解电容 $C_1$ = 100μF(25V)。

[实验方法及步骤] 实验电路如实验九图所示。




实验九图 晶体管限时器的基本电路

1. 元件焊接前先检查各元件质量。如电容器是否漏电,电阻器的阻值,二极管的正、反向电阻等。记录限时电阻的阻值。

2. 按照电路图在电路板上焊接元件。焊接结束应认真核对,无误后再由指导教师检查。

3. 进行通电实验。若通电时发生故障,应立即切断电源。

4. 用电秒表或示波器测定曝光时间,改变 R 的档次,分别记录限时时间。

5. 用示波器观察有关波形(由教师指定测试点)。

## 实验十 电源电路的连接与测试

[实验目的]

1. 掌握电源电路的结构及工作原理,自锁电路的连接方法以及双按钮电源电路的工作原理。

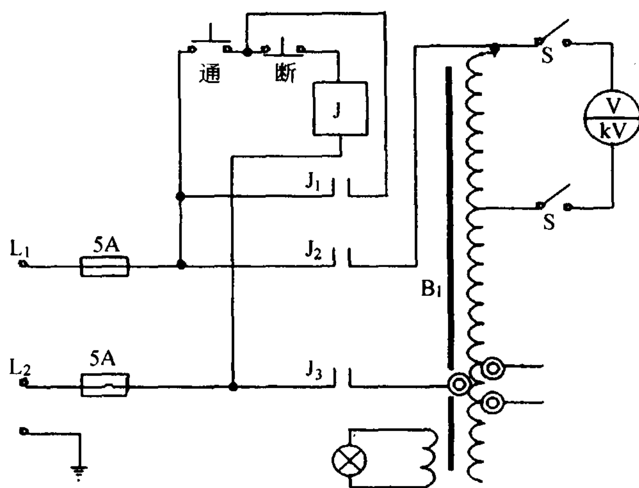
2. 熟悉电源电路发生故障的判定依据和检查故障的一般程序。

3. 了解电源电路故障分析和检查。

[实验器材] 自耦变压器 1 个,CJO-10 交流接触器(220V)1 个,“通”“断”按钮各 1 个,熔断器(220V,5A)2 个,指示灯泡及灯座 1 套,交流电压表(300V 量程)1 个,万用表及常用工具、导线(或鳄鱼夹线)若干。

[实验方法及步骤]

1. 按实验十图逐个连接以下电路




实验十图 电源电路连接图

(1)接触器线圈 J 的工作电路。

(2)当松开手按钮时,线圈 J 的自锁电路。

(3)接触器工作后自耦变压器的得电电路。

(4)指示灯电路。

2. 电源电路通电实验

(1)没有自锁电路:即将自锁电路断路时,按下"通"按钮,接触器 J 工作,放松"通"按钮,接触器断电。

(2)有自锁电路:即接通自锁触点,按下"通"按钮时,接触器 J 工作;放松"通"按钮,接触器 J 仍工作,电压表应有指示。调电源电压调节碳轮,电源电压表指数有变化。

(3)关机的工作过程:按下"断"按钮时,接触器 J 失电,自耦变压器得电电路被切断,指示灯、电压表均无指示。

[注意事项] 仔细连线,认真复查,以防短路,确保用电安全。

## 实验十一 灯丝电路的连接与测试

[实验目的]

1. 掌握 X 线管灯丝加热变压器初、次级电路的工作原理。

2. 理解 X 线管大焦点预热的意义及大、小焦点切换的工作电路原理。

3. 掌握灯丝电路发生故障的判定依据和检查故障的一般程序,熟悉测试点。

4. 分析和检查 X 线管灯丝加热电路的简单故障。

[实验器材] 谐振式磁饱和稳压器 1 个,空间电荷抵偿变压器 1 个,200mAX 线管大、小焦点灯丝加热变压器 1 个,$XD_4$-2・9/100 型 X 线管 1 个(或者两个 12V 的汽车用灯泡),交流

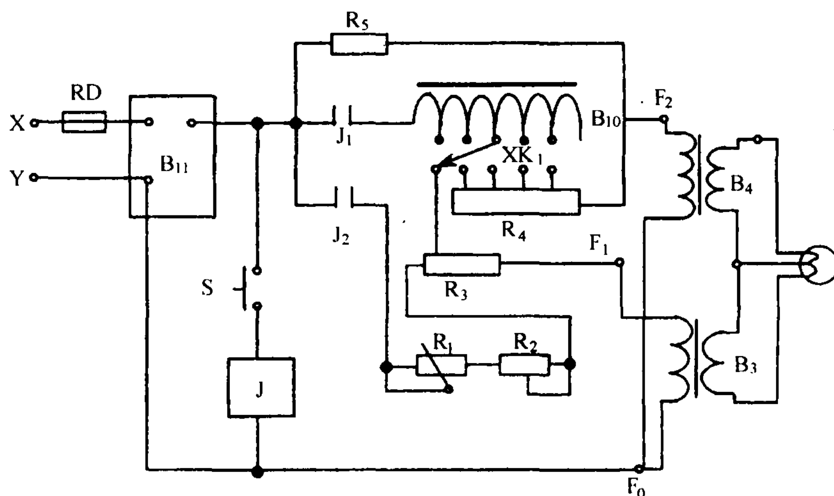
接触器(220V)1 个,C-150 型 300Ω 型电阻 1 个,RXQ-50-1 000Ω 型电阻 1 个,RXQ-100T-300Ω 型电阻 1 个,510Ω 电阻 1 个,手开关 1 个,5A 熔断器及座各 2 个,万用表 1 只,常用电工工具 1 套,导线(或鳄鱼夹导线)若干,X 线机 1 台。

[实验方法及步骤]

**(一)电路连接**

1. 熟悉 X 线管灯丝加热变压器初、次级电路图

2. 按实验十一图连接下述电路




实验十一图　X 线管灯丝加热电路连接示意图

(1)X 线管小焦点灯丝初级电路。

(2)X 线管大焦点灯丝预热初级电路。

(3)X 线管大焦点灯丝增温初级电路。

(4)连接空间电荷抵偿变压器 $B_{10}$ 及转换开关 $XK_1$(注意与灯丝加热变压器线圈反相串联)。

(5)连接 X 线管灯丝加热变压器次级电路。

(6)连接接触器 J 线圈的得电电路,并连好手开关 S。

3. 通电实验

(1)接通电源,X 线管小焦点应点亮。调节 $R_1$,灯丝亮度应有改变。

(2)小焦点灯丝加热的同时,大焦点灯丝应微亮。

(3)当接触器 J 动作时,小焦点熄灭,大焦点增温。接触器 J 线圈失电后,小焦点灯丝处于正常加热状态,大焦点灯丝处于预热状态。

4. 按实验十一表所列项目测量有关数据,并记录于表内

实验十一表 X线管灯丝加热变压器测试表

| 电 | 压 | 小焦点(V) | 大焦点预热(V) | 大焦点(V) |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| 空载 | 初级 | | | |
| | 次级 | | | |
| 负荷 | 初级 | | | |
| | 次级 | | | |

**(二)故障检修**

详见第十二章灯丝电路故障分析。

[注意事项]

1. 此实验如用X线管(也可用12V汽车灯泡代替),其电路元件必须严格按照电路设计的要求去配,否则将烧坏X线管的灯丝。

2. X线管灯丝加热前,必须判定大、小焦点。测量其空载电压时,要求准确可靠,且不可超过额定的数值。然后再连接X线管的灯丝,不可直接将X线管接上,以防损坏X线管灯丝。

3. $XD_4$-2·9/100型X线管小焦点灯丝加热电压最大约为5.5V,大焦点灯丝加热电压最大约为9.5V。

4. 为了更好的观察灯丝状况,可以在X线管阴极电缆心线上连接两个12V的汽车用灯泡作假负载。

5. 拆下高压初级再测量灯丝电压,注意安全。

## 实验十二 高压变压器初级电路的连接与测试

[实验目的]

1. 掌握高压变压器初级电路工作原理及电路结构。

2. 了解防突波电阻的作用以及连接方法。

3. 熟悉千伏预示和千伏补偿方法。

[实验器材] 自耦变压器1个,交流接触器(220V)1个,RXYC-25T型电阻3Ω($R_1$)1个,RXYC-10T型电阻1kΩ3个($R_2$,$R_3$,$R_4$)、1.2kΩ电阻1个($R_5$),按钮(常开常闭各一对接点)2个,毫安调节器式分档开关1个,电压表(V/kV)1个,220V灯泡、灯口及熔断器各1个,万用表1只,常用电工工具1套,导线(或鳄鱼夹线)若干。

[实验方法及步骤]

**1. 按实验十二图连接下列电路**

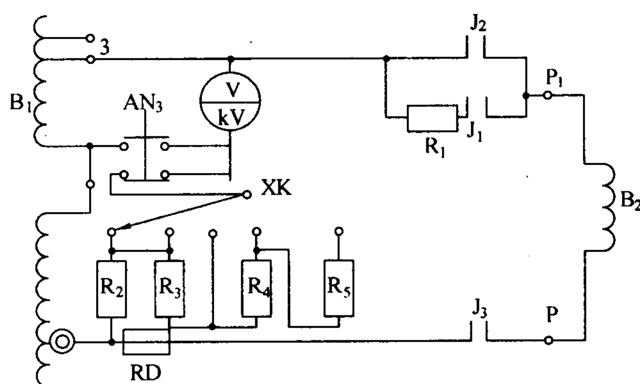
(1)高压变压器初级电路(注意快、慢触点先后接触)。

(2)电源电压表和千伏表指示电路。

(3)千伏补偿电路。

**2. 通电实验**

(1)验证高压变压器的初级电路,可用一普通灯泡代替高压变压器初级绕组$B_2$。用绝缘棒压迫接触器,使其触点接通,可见灯泡先暗后增亮,即快慢触点正常工作。




实验十二图　高压初级电路连接图

(2)按下按钮 $AN_3$，接通电源后，电压表(V/kV)指示电源电压；松开按钮 $AN_3$后则预示千伏值。

(3)当调节开关 XK 时(以 $R_2$，$R_3$，$R_4$，$R_5$的顺序调节)，千伏表指示应逐档降低。

3. 测量下列数据

(1)分别测量快、慢触点接触时灯泡两端的电压。

(2)当 XK 分别与 $R_2$，$R_3$，$R_4$，$R_5$各点接触时，测量其电压表两端电压，并与 $P_1$，$P_2$两端电压相对照。

(3)将自耦变压器滑动炭轮向 3 方向移动，按上述方法再测量 1 次，并作对照。

[注意事项]　将高压初级连接线断开，短接对地，用 2 只 100W，220V 灯泡为假负载，以保证安全。

# 实验十三　高压次级与管电流测量电路实训

[实验目的]

1. 了解高压发生器内部各部件的连接。

2. 掌握高压次级电路工作原理。

[实验器材]　X 线机 1 台，万用表 1 只，常用电工工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 观察高压次级电路结构

(1)电容电流抵偿电路。

(2)mA 测量电路。

(3)高压发生器内部各部件的连接。

2. 高压输出试验

(1)将 X 线管端阴、阳极电缆拆下对地放电。

(2)把阴、阳极电缆悬空挂起，两者之间的距离 1m 以上，并在电缆头上放一些棉丝。

(3)通高压，观察棉丝的状况。

[注意事项]　高压输出试验时，应在关机状态下，使高压电缆对地放电，防止电击。

# 实验十四 单相全波整流电路的工作特性

［实验目的］ 通过观察电路中各整流管的工作情况和波形，掌握X线管的工作特性，加深对该电路工作原理的理解。

［实验器材］ 自耦变压器（输入220V，输出0～250V）2个，主变压器（初级220V，两个次级绕组分别输出110V）1个，X线管（由真空二极管5Z2P代替）1只，整流电路板1块，灯丝变压器（初级220V，次级6V）1个，万用表MF-64型1只，直流电流表（100mA）1只，示波器1台。

［实验方法及步骤］

1. **接线** 根据实验十四图接线。

2. **通电** 首先把自耦变压器调到零位，然后给自耦变压器通电。

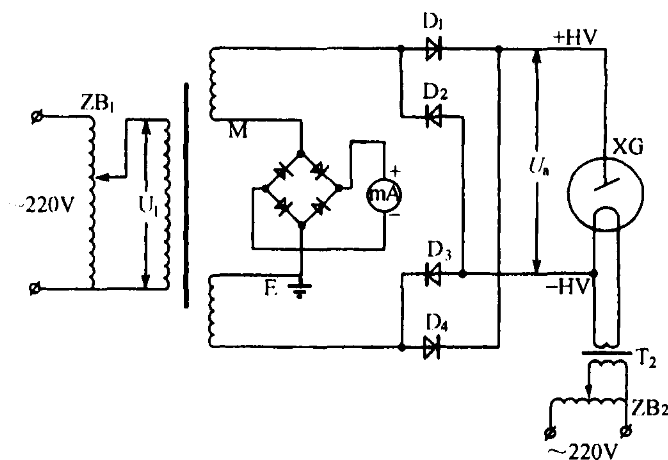
(1)给自耦变压器$ZB_2$输入220V电压，通过调整$ZB_2$旋钮，改变灯丝变压器$T_2$次级电压。

(2)给自耦变压器$ZB_1$输入220V电压，通过调整$ZB_1$，改变主变压器$T_1$的次级电压，即调整管电压。

(3)先调灯丝电压，后调管电压，随时观察mA表的变化。

3. **数据测量** 掌握X线管的工作特性。

(1)如实验十四表1所示，在管电压$U$a为20V，40V两种条件下，分别使灯丝电压为1.2V，1.4V，1.6V，1.8V，2V，2.2V，测量管电流数值，然后，做出灯丝发射特性曲线($I_a$-$u_f$)。




**实验十四图 单相全波整流电路**

**实验十四表1 灯丝发射特性测试表**

| 管电压 | 不同灯丝电压下的管电流(mA) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 1.2V | 1.4V | 1.6V | 1.8V | 2.0V | 2.2V |
| $U_a$=20V | | | | | | |
| $U_a$=40V | | | | | | |

(2)如实验十四表 2 所示，在灯丝电压 $U_f=1.2V$ 时，调整管电压 $U_a$ 为 15V，20V，25V，30V，35V，40V，分别测量管电流，然后，做出阳极特性曲线($I_a$-$U_a$)。

实验十四表 2　阳极特性测试表

| 灯丝电压 | 不同管电压下的管电流(mA) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 15V | 20V | 25V | 30V | 35V | 40V |
| $U_f=1.2V$ | | | | | | |

4. 用示波器观察管电压 $U_a$ 波形($U_a=20V$)
5. 在 $D_1$～$D_4$ 中断开一个整流二极管，用示波器观察管电压波形

[思考题]　做出灯丝发射特性曲线和阳极特性曲线并分析其特性。

## 实验十五　倍压整流电路的工作特性

[实验目的]　通过观测本电路关键测试点间的电压、电流及电压波形，掌握该电路的工作状态和特性，加深对该电路工作原理的理解。

[实验器材]　万用表 1 只，直流电流表(10mA)1 只，自耦变压器(输入 220V，输出 0～250V)2 个，双踪示波器 1 台，$T_1$ 变压器(输入 220V，输出 110V)1 个，$T_2$ 变压器(输入 220V，输出 6V)1 个，倍压整流电路板 1 块。

[实验方法及步骤]

1. 连接电路　根据实验十五图接线。

2. 接通电源　首先把自耦变压器调到零位。

(1)给自耦变压器 $ZB_2$ 输入 220V 电压，通过调整 $ZB_2$，改变 $T_2$ 的输出电压(即灯丝加热电压)。

(2)给自耦变压器 $ZB_1$ 输入 220V 电压，通过调整 $ZB_1$，改变 $T_1$ 的输出电压(管电压)。

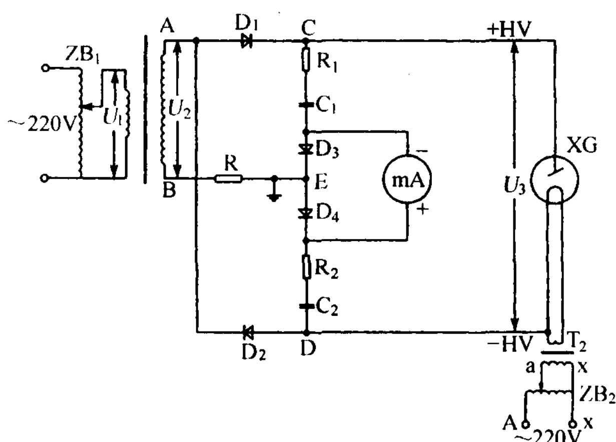
3. 调试

(1)使灯丝加热电压为 0V(即 mA 表读数为 0)，调节自耦变压器 $ZB_1$，使 $T_1$ 的输入电压 $U_1$ 分别为 10V，20V，30V，分别测出实验十五表 1 中各电压值。

实验十五表 1　空载下输入、输出电压关系表

| $U_1$ | $U_2$ | $U_3$ |
|---|---|---|
| 10V | | |
| 20V | | |
| 30V | | |

(2)调整灯丝加热电压，使管电流指示在 2mA，分别测出实验十五表 2 中各电压值。




实验十五图 倍压整流电路

实验十五表 2 负载下输入、输出电压关系表

| $U_1$ | $U_2$ | mA | $U_3$ |
|---|---|---|---|
| 10V | | 2 | |
| 20V | | 2 | |
| 30V | | 2 | |

(3)根据示波器测量的 $U_{CD}$波形，记录管电压的峰值 $E_P$，最小值 $E_L$，平均值 $E_m$。

(4)管电压固定在 20V，管电流为某一值，用示波器观测 CE，DE，CD，BE 间的电压波形。

(5)使 $U_2$的电压值为 20V，调整灯丝电压，使管电流在 2mA，1mA，0mA 时观测电压波形，并绘出波形图。

[思考题]

1. 说明实验中直流电压表 $U_3$的指示值与波形的峰值不一致的原因。

2. 制做管电压图表($U_1 \sim U_3$)，计算在 0mA 时交流电压 $U_2$和直流电压 $U_3$的关系，确定该电路为倍压整流电路。

3. 在实验十五图中整流管 $D_1$，$D_2$所承受的反向电压与 $V_2$和 $V_3$有什么关系？管电流表回路的整流管 $D_3$，$D_4$在电路中起什么作用？

## 实验十六　容量保护电路校准及排除故障实训

[实验目的]

1. 掌握容量保护电路的校准方法，会正确校准容量保护电路。

2. 会检查和排除容量保护电路常见故障。

[实验器材]　X 线机控制台 1 台，万用表 1 只，220V100W 灯泡 1 只，常用电工工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 熟悉电路结构

(1)打开控制台盖板,断开高压变压器初级连接线 $P_1$,$P_2$,在 $P_1$,$P_2$间接上灯泡作为假负载。

(2)在容量保护电路板上找出电路上相对应的元件。

(3)找出电路板上采样信号、比较信号等测试点。

(4)以 mA 为基准,调节控制台面板上的 kV,s 使 X 线机不过载,测量采样信号、比较信号值,并按下曝光手开关,观察现象。

2. 校准容量保护电路　对照容量保护曲线,改变 kV,mA,s 逐档试验。若符合规定,则证明容量保护电路工作正常;若已过载而无指示,或有指示而仍能曝光,则属异常,应对电路进行调整。

3. 故障排除实训　老师设置故障,由学生分组进行故障排除练习。

## 实验十七　旋转阳极启动延时保护电路的连接与测试

[实验目的]

1. 掌握旋转阳极启动保护延时电路结构,并学会测试启动电压及电流。

2. 掌握旋转阳极启动延时保护电路发生故障的判定依据和检查故障的一般程序。

3. 会对旋转阳极启动延时保护电路常见故障现象进行分析检查。

[实验器材]　XG-200 型 X 线机控制台(或旋转阳极启动保护曝光示教装置)1 个,旋转阳极 X 线管管头 1 只,10A 交流电流表(或钳形电流表)1 只,220V100W 灯泡 1 只,220V 交流电压表 1 只,万用表 1 只,常用电工工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 拆下高压初级,短接对地,并换接上 220V 100W 的灯泡,以作为假负载。

2. 在启动电路中串入 10A 交流电流表和在启动电路两端接好电压表。

3. 接通电源,按下曝光按钮,X 线管阳极启动并观察启动电流、运转电流、启动电压及运转电压。

4. 将延时器延时时间调长 2s～2.5s,重复上述第 3 步骤。

[故障分析]

1. 发生故障的判定依据　电路工作正常时,按下曝光手开关,听到旋转阳极的运转声,同时,延时保护电路正常工作,为曝光做好准备。若按下曝光手开关,听不到旋转阳极的运转声,即延时保护电路工作不正常,都可判定为旋转阳极启动延时保护电路发生故障。

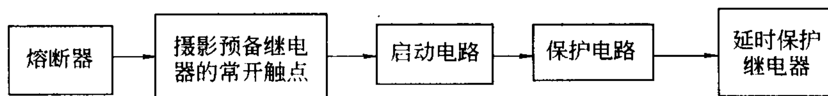
2. 检查故障的一般程序　大、中型工频 X 线机旋转阳极启动延时保护电路结构较为复杂且种类不一,具体检查时应结合具体电路的工作原理,参照实验十七图检查程序,先对熔断器、继电器的工作状况进行观察,以缩小故障范围,然后对可疑电路及元件进行检查。

3. 常见故障现象分析及检查

(1)XG-200 型 X 线机,摄影曝光时,按下曝光手开关,听不到旋转阳极启动声。

分析:由此类 X 线机旋转阳极启动延时保护电路的结构和工作原理可知,旋转阳极不工作,首先判定是定子绕组的故障还是启动运转控制电路的故障,然后进行逐步检查。

检查:①拆下高压变压器初级 $P_1$,$P_2$,换接上 220V 100W 灯泡以作为假负载;②测量定子




**实验十七图 旋转阳极启动延时保护电路故障检查程序**

绕组阻值，启动线圈阻值在 48Ω 左右，运转绕组的阻值应在 18Ω 左右，并检查 3 根连接线有无断路或松脱现象；③再检查启动电路中各连接线有无松脱断路，然后测量启动运转电压是否正常。启动电压应在 160V 左右，运转电压应在 70V 左右；测量剖相电容器是否击穿或断路；测量 LJ 继电器线圈有无断路。

(2)$F_{30}$-ⅡF 型 X 线机普通摄影时，按下曝光手开关，$JC_8$，$JC_2$ 得电，旋转阳极启动，但 $JD_7$ 不得电。

分析：根据该机的工作原理可知，$JD_7$ 工作的前提是 $B_6$，$B_8$ 的初级能够得到足够的电流或电压，故检查重点是 $B_6$，$B_8$ 的初级回路；同时，$JD_7$ 的正常工作还需要执行电路工作正常。判定故障在启动电路还是执行电路主要看电容 $C_{11}$ 是否充到额定电压。

检查：①拆下高压变压器初级 $P_1$，$P_2$，换接上 220V100W 灯泡以作为假负载；②断开 $D_8$，$D_9$，再次曝光，如果故障现象消失，说明故障在 $B_6$，$B_8$ 的初级回路；如果故障现象仍存，说明故障在执行电路；③如果故障在 $B_6$，$B_8$ 的初级回路，检测旋转阳极启动电路($S_1$，$S_2$)($S_1$、$S_3$)的得电回路，剖相电容是否击穿或断路；④如果故障在执行电路，重点检查 $JD_7$ 线圈是否断路，$BG_3$，$BG_4$ 工作是否正常。

[故障检修]

1. 拆下高压变压器初级连接线，短接对地，并换接上 220V100W 的灯泡作为假负载。
2. 老师设置故障，学生分组协作，进行故障排除练习。

# 实验十八 小型 X 线机电路结构及操作练习

[实验目的]

1. 熟悉小型 X 线机控制台内部结构。
2. 会正确操作使用小型 X 线机。

[实验器材] 30mA 或 50mAX 线机 1 台，常用电工工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 将控制台台面各按钮(或开关)、旋钮、仪表，与整机电路图中电路符号一一对应，在台面图中标出这些按钮(或开关)、旋钮的字母或代号，熟悉它们的功用。

2. 切断电源，卸去控制台前后护板(或控制台箱罩)，在控制台内部找出：电源调节器、千伏调节器、透视(摄影)高压接触器、中间继电器及透视、摄影毫安调节电阻、逆电压衰减装置等元部件。

3. 卸去组合机头与控制台间连接导线，学生轮流进行开机、电源检查与调节、透视 mA 及 kV 调节，摄影 mA，kV，s 调节及透视、摄影曝光操作练习，设有简易胃肠摄影装置，可作胃肠

摄影操作练习，操作完毕关机。

4. 接上控制台、组合机头之间连接导线，进行透视和摄影操作，观察控制台上各仪表的指示情况。

5. 切断电源，将控制前后护板或控制台箱罩上好。

[注意事项]

1. 实验之前，每个学生都必须认真阅读机器操作、使用说明书。在使用中，应严格遵守操作规程。

2. 熟知该机容量规格，进行负载操作练习时，严禁过载使用；每次曝光完毕，机器应充分休息一定时间；注意 X 线防护，确保人和机器安全。

3. 当一个同学操作时，其他同学注意观察 X 线机各元、部件的相关动作。切忌几个人同时动手。

## 实验十九　中型机电路结构识别

[实验目的]

1. 熟悉 200mA(300mA)X 线机控制台内部结构。

2. 掌握 200mA(300mA)X 线机整机的使用。

[实验器材]　200mA(300mA)X 线机 1 台，220V100W 白炽灯泡和灯座各 2 只，常用电工维修工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 画出控制台面板图，将控制台面板上各按键、旋钮、仪表与整机线路图中这些元部件一一对应，在台面图中标出这些按键、旋钮的名称或代号，熟悉它们的功用。

2. 切断电源，卸去控制台四周的护板，画出正、侧和背面元部件安装位置图。查找电源接触器、透视高压接触器、摄影高压接触器、防突波电阻、胃肠摄影准备继电器、胃肠摄影继电器、千伏补偿调节电阻、毫安调节电阻、容量保护调节电阻和限时器等部件，并标明在位置图上。

3. 卸去高压初级$(P_1)V_1$，$(P_2)V_2$连线，将 2 只 220V 100W 灯泡串联后，接入高压初级（作为假负载）。学生轮流进行透视、普通摄影、滤线器摄影、胃肠摄影和体层摄影的空载操作练习。

4. 接上高压初级$(P_1)V_1$，$(P_2)V_2$连线，进行透视和各种摄影的负载操作练习，同时注意倾听旋转阳极启动的声音和观察控制台面上各仪表的指示情况。

5. 切断电源，把高压初级恢复至原来的状态，装好控制台四周护板。

[注意事项]

1. 操作使用之前，每个学生都必须认真阅读机器的操作使用方法。在使用中必须严格遵守操作规程。

2. 当一个同学操作时，其他同学可注意观察 X 线机各元部件的相关动作，切忌几个同学同时动手。

3. 在实验过程中，必须注意人、机的安全，特别是接上$(P_1)V_1$、$(P_2)V_2$连线进行负载使用时，注意两次曝光之间应保持一定的间隔时间。操作时要求动作准确、敏捷，并注意防护 X 线。

# 实验二十　XG-500 型 X 线机操作练习

［实验目的］

1. 掌握 XG-500 型 X 线机的各种操作技术。

2. 熟悉 kV、mA，s 的选择和调节方法。

［实验器材］　XG-500 型 X 线机 1 台，220V 100W 灯泡 2 只，相应灯泡、电工工具若干。

［实验分析］　由于 XG-500 型 X 线机功率较大，为了安全及防护，学生上机操作时可在无高压情况下进行。即不接高压连线，在高压输入端接上灯泡模拟显示透视和摄影的过程。

［实验方法及步骤］

1. 预习 XG-500 型 X 线机的操作规程和注意事项。

2. 拆掉高压变压器初级连线 031，032，把高压发生器端的 031，032 短接后接地，将 2 只 220V，100W 灯泡串联后接 031，032。

3. 送上机器电源，开调整电源电压。

4. 诊视床透视和胃肠摄影操作。

5. 普通摄影和滤线器摄影练习。

6. 速摄操作练习。

7. 练习结束后，关闭总电源，将灯泡拆掉，高压初级电路恢复原状。

［注意事项］

1. 开机后必须按下透视按钮并选择某一摄影毫安值，才能选择管电压，否则 kV 表上无指示。

2. 透视过程中可根据荧光屏亮度，调节管电流；但摄影过程中不允许调节任何调节器旋钮。

［思考题］　摄影前，如果先选定 kV 后，再改变 mA，为什么千伏表的指示值会发生变化?

# 实验二十一　程控 X 线机的操作练习

［实验目的］

1. 掌握程控 X 线机的各种操作技术（包括透视、普通摄影、点片摄影、滤线器摄影及立位摄影）。

2. 并熟悉一般投照条件。

［实验器材］　程控 X 线机。

［实验方法及步骤］

1. 开机、关机　面板“|”表示设备电源接通，“○”表示设备电源切断。开关键按下开机，开关键按起关机。

2. 透视

（1）将控制台上开机按键按下。

（2）调节透视 kV 电位器和 mA 电位器所需数值。

（3）按下透视键即可透视、松开透视键就可停止透视。

(4)透视过程中可以根据荧光屏上的亮度，调节面板上的 kV 和 mA 电位器，改变工作条件。

(5)按下控制台上的 IBS 键，为自动亮度控制方式，按下透视键即可透视，透视 kV 由电视的亮度信号自动控制，透视 kV 旋钮失去作用。

注意事项：累积透视时间 4.5～5min 机器报警，按任一键可清除透视累积时间，当超过 5min 时自动停机。

3. 胃肠点片摄影

(1)将控制台上的开机按键按下。

(2)在控制台上调整好透视条件。

(3)在控制台上选定摄影 kV 值和曝光时间(机器内设定管电流为 200mA)。

(4)将暗盒置于诊断床暗盒夹内，根据选定的胶片，选野手柄置于相应分割位置，需要滤线栅时，将栅板送入即可。

(5)透视过程中需要点片时，将暗盒夹向左拉至曝光位进行曝光。

(6)曝光完毕后将暗盒夹退回原处，恢复透视状态。

注意事项：暗盒夹必须退回最右端原位，否则容易损坏 X 线管的旋转阳极和点片电路。

(7)关机。

4. 普通摄影

(1)将控制台的开机按键按下。

(2)在控制台面上选择普通摄影工作方式。

(3)安置病人选择摄影条件，做投照前的准备。

(4)按下手闸 I 档灯丝升温，控制台面上“ready”灯亮。

(5)继续按下手闸 II 档进行曝光，同时蜂鸣器响，曝光指示灯亮，限时到高压切断，曝光完毕。

注意事项：曝光过程中若出现长时间曝光，应释放手闸或关闭机器，否则会损坏电路及 X 线球管，危及病人安全。

5. 滤线器摄影

(1)在控制台面上选择滤线器摄影(如：腹部、胸腰椎、骨盆拍片时)。

(2)其他程序同普通摄影。

6. 立式摄影

(1)在控制台面上选择立式摄影(如胸部拍片时)。

(2)其他程序同普通摄影。

7. 摄影条件 kV-mA-s 存储

(1)按体型选择键选择体型(分胖、中、瘦三型)。

(2)选择体位，用体位增减键选择体位。

(3)根据体位选择经常使用的摄影条件 kV-mA-s。

(4)按下存储键进行存储。

## 实验二十二　逆变式 X 线机操作练习

[实验目的]

1. 掌握逆变式 X 线机的整体结构，了解逆变式 X 线机的组成。

2. 能正确使用逆变式 X 线机。

[实验器材]　逆变式 X 线机 1 台，电工工具 1 套。

[实验方法及步骤]

1. 熟悉逆变式 X 线机微机操作系统，能说出各种参数的选取方法，会进行各种参数的选取。

2. 打开操作台，观察直流电源、主逆变器、灯丝加热系统、旋转阳极启动逆变器等单元电路板的结构。

3. 先进行模拟曝光操作练习，然后进行负荷操作练习，观察各种参数变化情况。

[注意事项]

1. 当一个同学操作时，其他同学可注意观察逆变式 X 线机各部件的相关动作，切忌几个人同时操作。

2. 在进行中频 X 线机电路调试时，为防止主逆变器工作异常，禁止断开高压初级电路，此点与工频 X 线机不同。

3. 爱护机器，并注意防护。

[思考题]　逆变式 X 线机和工频机的主要差别是什么？

## 实验二十三　X 线机灯丝逆变电路

[实验目的]　熟悉该电路工作原理，理解灯丝的逆变过程及工作特性。

[实验器材]　灯丝逆变实验电路 1 台，记忆示波器 1 台，数字万用表 1 只。

[方法及步骤]

1. 连接电路　根据实验二十三图接线。

2. 接通电源，测量电源电压是否正常。测量 X4T3-2，X4T3-3 对地（X4T3-1）的双 70V 交流电压；TP3，TP4 对地的±80V；TP2 对地的＋15V。

3. 按下频率按钮，调节频率旋钮，使频率≤1 000Hz。

4. 按下灯丝加热按钮，灯丝开始加热，此时灯亮。分别调节 mA 旋钮在 50mA，100mA，200mA，300mA，400mA 时，观测灯丝小焦点、大焦点的切换及亮度变化，并测量 TP7 电压。

5. 测量各点电压波形。测量 X48-4 电压波形；D1/Q1 电压波形、TP6 电压波形、TP8 电压波形、TP9 电压波形、TP7 空载电压波形、TP7 负载电压波形。

6. 分别调整 50 mA，100 mA，200 mA，300mA，400mA 时，测量 TP6，TP7 电压波形。

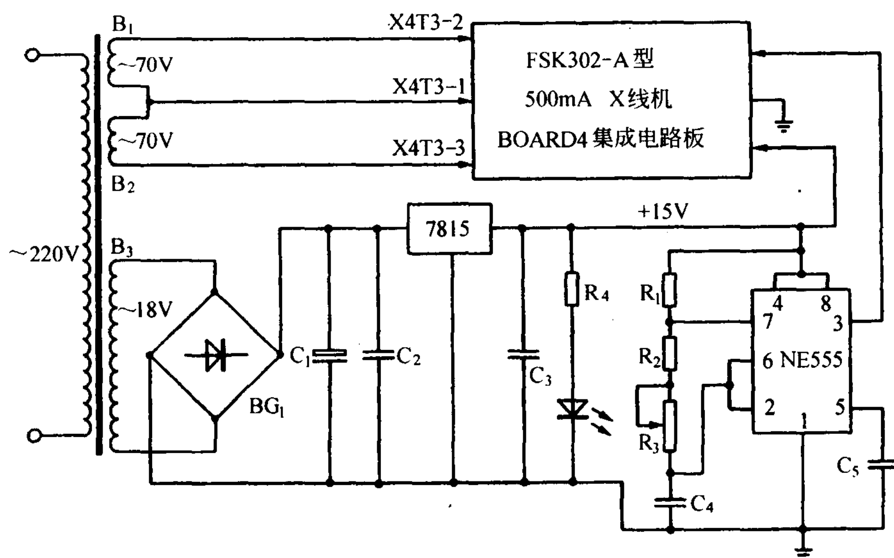
7. 分别调整不同频率，观测 TP6，TP7 电压波形。

[思考题]

1. 试分析 X 线机灯丝逆变实验电路的工作原理。

2. 1:1mA 控制信号取自 CPU 的哪些信号？

3. ABC 编码的信号是怎样控制 mA 信号的？




实验二十三图 X线机灯丝逆变电路

# 实验二十四 影像增强电视系统操作实训

[实验目的]

1. 掌握影像增强电视X线机的整体结构和整机使用。

2. 熟悉影像增强电视系统的组成和基本调节方法。

[实验器材] 影像增强电视X线机1台,"一"和"十"字型螺丝刀大、小各1把,测试卡或水模体1个。

[实验方法及步骤]

1. 熟悉X线机控制台面板各按键、旋钮、仪表、开关等的作用,并学会操作。

2. 观察影像增强电视系统的结构组成,打开外壳,识别主要元件名称。

3. 观察影像增强器、主物镜、机械接口和摄像机的安装和固定。

4. 开机调节电源电压后,将"技术选择"置于"透视"位,打开监视器电源,将测试卡或水模体放置在透视位置,并选择合适的透视条件。

5. 在透视状态下,调节亮度(BRIGHT)和对比度(CONT)旋钮至合适位置;学会音量旋钮和开关的使用与控制;操作控制手柄或点片架,完成透视部位的变换并注意影像的移动和变化方向是否一致。

6. 调节摄像机镜头的光聚焦和电聚焦(FOCUS),并观察监视器上影像的变化(示教完毕要恢复原来状态)。

7. 微调靶压旋钮(TARGET),观察影像的变化。

8. 微调自动亮度控制旋钮(IBS),观察影像的变化。

9. 调节水平中心位置旋钮(H-CENT)和垂直中心位置旋钮(V-CENT),观察影像位置的

变化。

10. 示教完毕，机器要恢复起始状态。

[注意事项]

1. “实验方法及步骤”的1～5项，学生可在教师指导下完成，学生一般4～6人一组；

2. “实验方法及步骤”的6～10项，教师做示教练习，学生尽量不要动手，以免损坏机器。

[思考题]

1. 操作X线机时应注意什么？

2. 调节各旋钮的同时应注意什么？

## 实验二十五　全电视信号观察与测量

[实验目的]

1. 掌握全电视信号的组成及测试方法。

2. 掌握全电视信号组成内容的作用。

3. 熟练掌握示波器的使用方法。

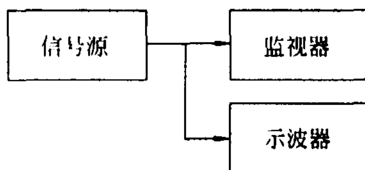
[实验器材]　全电视信号源1台，示波器(带宽＞20MHz)1台，监视器1台。

[实验方法及步骤]

1. 熟悉实验内容，并按实验二十五图进行连接。

2. 开启各仪器电源，待5min仪器工作稳定后进行观察。

3. 调节示波器的Y输入灵敏度和X扫描时间，使在示波器上显示的全电视信号高度合适，具有一个或两个完整的周期(以行频为基准，以下相同)。




**实验二十五图　全电视信号的观察与测量**

4. 分别测量同步、消隐信号的脉冲宽度及周期、全电视信号的周期及图像传送时间。

5. 将信号调至灰度(阶梯波)信号输出，观察信号电平高低与监视器亮度的对应关系。

6. 画出所观察信号波形，并记录有关信号的周期、脉冲宽度。

7. 调节示波器，以场频为基准进行观察。

8. 实验完毕，关断电源，整理好实验仪器。

[思考题]

1. 全电视信号中同步、消隐信号的作用是什么？

2. 我国采用何极性制式的全电视信号？

## 实验二十六　辅助装置操作练习

［实验目的］

1. 掌握电动诊视床各控制开关的作用，培养正确熟练的操作技能。

2. 掌握摄影床的正确操作方法。

3. 熟练掌握 X 线管头的移动和转动并掌握遮线器的操作。

［实验器材］

1. 普通电动诊视床。

2. 滤线器摄影床(包括固定床团式和活动床面式)。

3. X 线管头支持装置等。

［实验方法及步骤］　先由教师示教，然后学生分组进行操作练习。

1. 诊视床

(1)床身转动示教与操作练习：开机后，按下或拨动床身转动开关，床身应向水平或竖直方向转动，到位后自动停止。

(2)床面移动示教与操作练习：将床身置水平状态，按下或拨动床面移动开关，床面应自动向头或脚端伸出一定距离，并能在预定位置自动停止。

在进行上述操作时，若在床身或床面运动过程中松开其控制开关，可使床身或床面停止于任意位置。

(3)限位开关作用的观察：①观察各限位开关的位置；②使床身或床面运动，当其位置接近限位开关时，仔细观察限位开关的状态变化。

多数诊视床除设有限位开关外，还在重要限位处，如垂直位，负角度位设有极限位置保护开关。当限位开关失灵时，保护开关即起作用而切断电源，起到保护作用。实验时，应注意观察保护开关的位置，并了解其作用。

2. 摄影床

(1)进行立柱移动，管头升降，管头绕立柱回转的示教与操作练习。

(2)进行照射野指示及管头绕横臂回转不同角度的示教与操作练习。

(3)进行床面纵向、横向移动的示教与操作练习(活动床面式)。

［注意事项］

1. 操作过程中动作要轻，防止损坏机器的部件。

2. 将滤线器固定，以防其在床身转动时发生滑动而碰撞受损。

3. 要特别注意安全用电，避免发生触电事故。每组应有一位教师指导。

［思考题］　遮线器指示的可见光照射野为什么与 X 线照射野一致？

## 实验二十七　X 线机的机件安装

［实验目的］

1. 学会安装 X 线机的各机械部件。

2. 掌握 X 线机电器连接的方法。

[实验器材] 200mA X线机1台,5m×6m机房1间,安装工具1套。

[实验分析] X线机安装前应根据机型结构,选择机房面积和高度。一般小型X线机机房面积需要约20～25$m^2$,中型X线机的机房面积约40 ㎡,大型机约50～60$m^2$。机房的高度必须满足所选机型的立柱安装高度,一般约2.8～3.5m。安装的过程应分为两大步,先安装各机械部件,然后进行电器连接。

机械安装前,应根据X线机说明书提供的数据,首先绘制出机件安装施工图。安装施工图的设计原则应该是整机布局合理,便于操作和维修。

[实验方法及步骤] 见第12章第二节的机件检验、机件安装与电器连接。

[注意事项]

1. 立柱天地轨两端的距离必须相等,安装时应对此反复核查,以防止发生脱轨事故。

2. 连接电源线时应注意,对220V/380V供电方式任选的X线机,其控制台内的电路在出厂时已按380V供电方式连接好,若机房供电方式为单相220V,则应按说明书上提供的接线方式,调整控制台内接线板上的内部连线后,再接上电源线。

3. 本实验中,高压变压器初级的连接线($P_1$,$P_2$)和灯丝变压器初级的连接线($F_0$,$F_1$,$F_2$)暂不接上。

[思考题] X线机安装时为什么以检查床为中心?

# 实验二十八　X线机的通电试验

[实验目的]

1. 掌握X线机安装后通电试验的程序、方法和注意事项。

2. 学会在通电试验过程中鉴别正常和异常现象,并能在异常时及时采取措施对机器进行控制。

3. 培养科学严谨的工作作风,防止因通电试验操作不当造成事故。

[实验器材]

1. 200mAX线机1台。

2. 450V交流电压表1块,220V 100W灯泡1只,15V交流电压表2只,12V 30～40W汽车灯泡2只;0～10A交流电流表1只;相应的灯座1批。

3. 万用表、兆欧表各1只,导线若干,电工工具1套。

[实验分析] X线机机件安装结束以后,应进行通电试验。其目的是按照X线机的设计要求,对电路连接、部件质量、工作程序和基本性能等各方面进行一次全面的检查,并为X线机调试做好准备。

通电试验的顺序是先低压电路,后高压电路。只有低压电路完全正常以后,才能进行高压试验。在高压试验时也应先作高压的空载试验,即先检查高压发生器内各元件承受高压的能力,有无短路故障;然后进行负荷试验,对高压电缆和X线管的质量作初步检查;最后还要对X线管进行训练,以进一步试验X线管的真空度和提高X线管的稳定性。

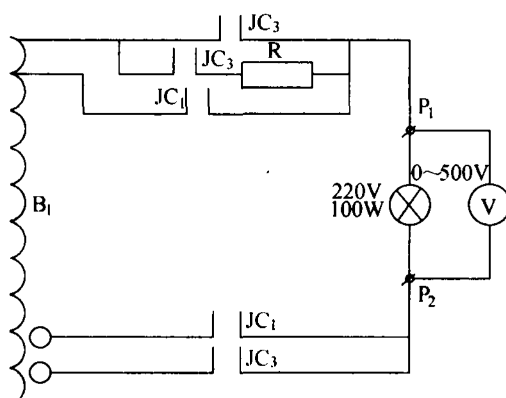
[实验方法及步骤]

1. **机器绝缘测试**　X线机在通电试验前,应用兆欧表测试电路对地的绝缘情况。其方法是:将兆欧表的输出线一端夹在接地线上,另一端分别夹在自耦变压器输入输出各点上,快速

摇动发电机手柄，观察指针转动，指针达 200～500MΩ 以上为绝缘良好。如果指针指示短路或绝缘太差，通电试验则不能进行。

2. 低压电路通电试验　低压电路通电试验前应将高压变压器初级连线拆下，并将高压发生器端的接线柱 $P_1$，$P_2$用铜线短接入地。

（1）电源电路通电试验：仔细核查电源连线是否正确，然后台上电源总开关，将控制台上各旋钮置于最低位。按下机器通电按钮，应能听到电源接触器的吸合声。电源指示灯亮，电源电压表有指示数，自耦变压器有轻微的嗡嗡声。调节电源电压调节器，电源电压表的读数应有相应变化，可达到标准位。




实验二十八图 1　高压初级电路通电试验

（2）高压初级电路和控制电路的通电试验：中、小型 X 线机高压初级的通断由接触器触点控制，因而可将高压初级电路和控制电路一起试验。为了直观，最好在高压初级电路中并接 1 只灯泡和电压表，如实验二十八图 1 所示。

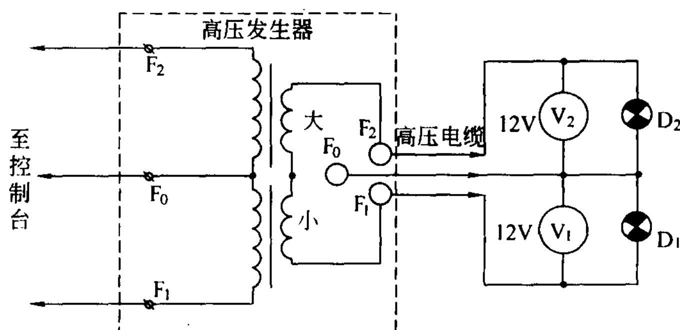
①透视电路试验：先将技术选择器置透视位，然后踩下脚闸或按下透视按钮，透视高压接触器 $JC_1$吸合，灯泡燃亮，电压表上有指示值。调节透视千伏，灯泡亮度和电压表指示数都应有变化。松开脚闸，$JC_1$断开，灯泡熄灭。

②普通摄影电路试验：将技术开关置普通摄影位，选择适当的 kV，mA，s。对固定阳极 X 线管，可直接按下手闸（或松开手闸），摄影高压接触器 $JC_3$吸合，指示灯燃亮，电压表有指示，到预定时间后停止。改变限时器的预置时间，曝光时间应相应变化。调节摄影千伏值，灯泡亮度和电压表读数应随之改变。若是旋转阳极 X 线管，按下（或松开）手闸后，先听到旋转阳极的启动旋转声音，0.8～1.2s 后，摄影高压接触器吸合工作。

③胃肠摄影电路试验：应根据具体机型的结构和性能进行。重点检查透视、摄影的切换是否正常，点片选择器定位是否准确，机械运动是否灵活等：

④滤线器摄影电路试验：应重点拉查滤线栅是否活动灵便，摄影前滤线栅是否启动，曝光过程中滤线器振动时间是否长于曝光时间等。

（3）X 线管灯丝加热电路通电试验：从 X 线管头端拔下阴极高压电缆，用夹子线将 2 只 12V 30～40W 汽车灯泡和 15V 交流电压表分别接到高压电缆的 3 个插脚上，如实验二十八图




**实验二十八图 2 X 线管灯丝加热电路实验**

2 所示。合上电源，机器通电，透视状态下灯泡 $D_1$ 应燃亮，$V_1$ 有指示数。调节透视毫安旋钮，$D_1$ 亮度和 $V_1$ 读数都随之变化。

在摄影状态下，大焦点灯丝电路工作由电路结构而定，直热式是在技术选择器置摄影位时 $D_2$ 就燃亮；瞬时增温式是在按下曝光手闸后 $D_2$ 燃亮；大焦点预热式是在透视小焦点加热的同时，大焦点低温预热，即 $D_1$，$D_2$ 同时燃亮，但 $D_2$ 亮度很暗，切换到摄影位时 $D_1$ 熄灭，$D_2$ 亮度正常。大焦点灯丝电路试验时应从低毫安至高毫安档，逐一试验，在不同毫安时，$D_2$ 亮度和 $V_2$ 读数都应改变。

（4）容量保护电路通电试验：该电路试验的目的是检查容量保护是否灵敏，即过载后能否禁止曝光，有无过载指示等。可根据 X 线机的最大容量表，以毫安为基本参量，改变千伏和曝光时间。先用允许的条件进行一次曝光，再用超负荷条件进行一次曝光，过载条件下曝光应不能进行。

（5）电动诊视床通电试验：

①检验床身转动和床面移动功能：接通电源，调准电源电压，分别按下床身转动和床面移动按钮，观察运动方向是否与图像标记一致、运动有无异常。试验中应以点动操作为好，防止因接线失误，造成运动方向相反而导致故障发生。

②限位试验：目的是检查限位开关是否灵敏，即在床身转动或床面移动到达限位处时能否断外电路。若发现诊视床运动越过限位开关而未停止时，应立即切断电源，防止发生严重事故。

3. **高压电路通电试验** 高压电路的通电试验必须严格按顺序进行，试验顺序如下：

（1）空载试验：空载试验是指只给高压变压器初级供电产生高压，但不加高压于 X 线管的试验；其方法是拆掉高压变压器 $P_1$，$P_2$ 的短接线，在高压初级串联一个 0～10A 的交流电流表，接好高压初级电路：注意，此时高压发生器端的两个高压电缆插头都不插上，并在高压插座中灌入适量的变压器油。

接通机器电源，技术选择置透视位，管电压调至最高电压的 50%。踩下脚闸，串接在高压初级电路中的电流表约有 2～5A 的空载电流值，高压发生器内有轻微的嗡嗡声，持续 5min 后松开脚闸。然后逐步升高管电压，每次升高 5kV，持续 3～5min，直至说明书中规定的最高透视管电压值。在试验过程中，控制台上的毫安表应无指示值。

(2)负荷试验:负荷试验是在空载试验后,即高压发生器工作已正常后,将高压加于X线管两端。在发生X线的情况下进行的试验。试验前应先抽出高压变压器端高压插座内的变压器油,按要求清洗高压插头、插座,将其紧固。开机并调节电源电压,各旋钮置透视位,千伏调节、毫安调节置最低位。踩下脚闸,缓慢调节毫安调节旋钮,使毫安表指针逐渐升高至2mA,持续2min后,松开脚闸;将千伏升高至65kV,断续透视5min,无异常后负荷试验结束。

(3)X线管训练:对于新安装的X线机或较长时间未用的X线机,都应对X线管进行高压训练。其方法见第12章第二节。

[注意事项]

1. X线机各部分电路在通电前均应仔细检查待试验电路的接线情况,确认无误后方可通电工作。

2. 高压试验时应密切注意毫安表的变化。

3. 对于配有旋转阳极的X线管,在通电试验时要注意旋转阳极的启动和运转情况;对设有冷高压保护的X线机,应先短接有关触点后,通电试验才能继续进行。

4. 试验中如果出现异常情况,应立即切断机器电源,防止扩大故障范围。

[思考题]

1. 空载试验和负载试验的目的是什么?

2. 高压试验时为什么要密切注意毫安表的变化?

## 实验二十九 X线机曝光参数测试与调整实训

[实验目的]

1. 学会使用电秒表测试X线机的曝光时间。

2. 掌握曝光时间的调整方法。

3. 掌握管电流检测的方法和注意事项。

4. 学会对透视管电流、摄影管电流、电容电流抵偿器、空间电荷抵偿器的调试。

5. 掌握管电压测试和调整的基本方法和注意事项。

6. 学会使用YXGD型X线机高低压测试仪。

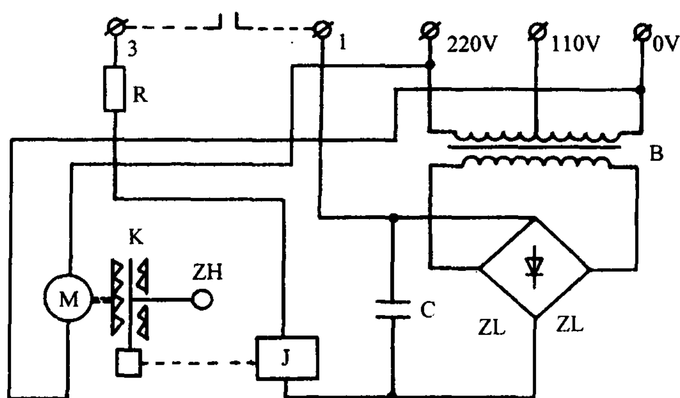
[实验器材] 200mAX线机1台,电秒表1只,YXGD型医用X线机高低压测试仪1台,电工工具1套,万用表1只,连接导线及测试夹子线若干。

[实验分析]

1. **曝光时间检测与调整** 对于高压初级采用接触器控制的中小型X线机来说,曝光时间就是摄影高压接触器触点的闭合时间。因此,可以用测试高压接触器触点闭合的方法来测试和调整曝光时间。电秒表是较常用的一种测试方法,适用于测试0.2s以上的曝光时间。

电秒表也叫同步瞬时记时器,其结构如实验二十九图1所示。其中B为变压器,ZL为桥式整流器,J为直流继电器,M为同步电动机,K为离合器,ZH为指针轴。

电秒表采用空载测试的方式,即拆下X线机的初级连线,将电秒表的输入端1、3接线柱与摄影高压接触器的一对常开触点相连接,如图中虚线所示。接通220V电源后,电动机M得电运转。220V交流电压经变压界降压、ZL整流、C滤波后成为直流电压。但此时由于曝光未开始,1,3端未闭合,继电器J因没有回路而不工作。它所带动的离合器齿轴未咬合,表针




**实验二十九图1　电秒表电路**

并不转动。当X线机曝光开始，即摄影高压接触器触点闭合，1，3端被短接，为直流继电器J线圈提供了通路，J得电工作后吸动离合器咬合，表针转动，开始计时。到限时器预定时间，高压接触器的触点断开，继电器J失电，计时停止，离合器复位。由刻度盘读数，长针移动一格为0.01s，短针移动一格为1s。每测完一次，只要按下退针按钮，两表针同时退回零位，以备下次再用。

在测试过程中，如果曝光时间在允许的误差之内，一般不必对限时器进行调整。但是如果超过误差范围，则应首先对限时器外围有关的电路进行检查，确认均正常后，再对限时器的元件进行调整或更换。

2. 管电流的检测与调整

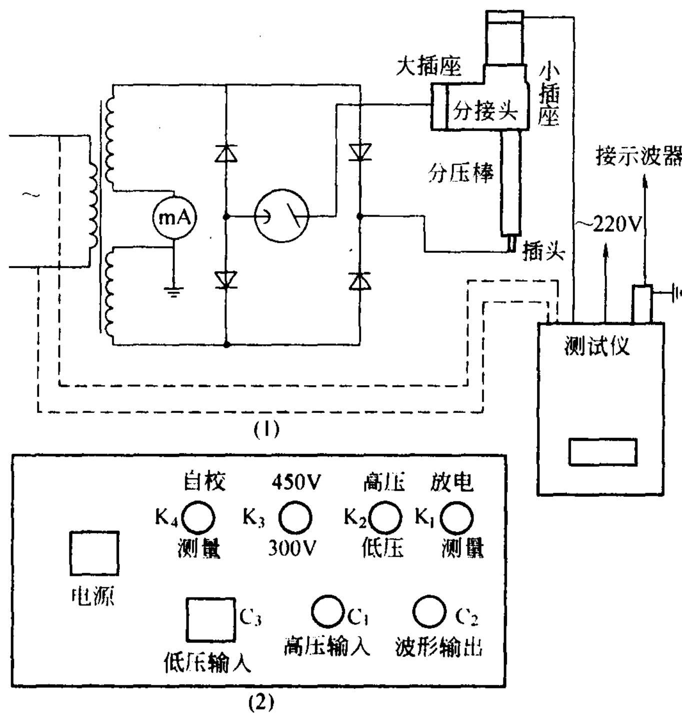
(1)透视：透视管电流的大小是由串联在小焦点灯丝变压罪初级电路中的半可调电阻和电位器控制的。调节这两个电阻中的任意一个阻值，均可改变小焦点灯丝的加热电压，即能改变透视管电流的大小。对于全波整流的X线机，高压发生时会有电容电流通过毫安表，影响透视管电流的正确指示。为抵消电容电流的影响，在高压次级的透视管电流指示电路中一般设有电容电流抵偿电路：因此，对于此种电路的X线机，在调整透视管电流之前，应首先对电容电流抵偿装置进行调整。

(2)摄影：中型以上的X线机多采用双焦点X线管，由两个灯丝变压器分别提供大、小焦点的灯丝加热电压，许多X线机小焦点也具有摄影功能。摄影管电流的调节电阻分别串联于大、小焦点的灯丝变压器初级电路内，在调整时应对两个电路中的电阻分别调整。

为了消除空间电荷对摄影管电流的影响，在X线管的灯丝初级电路中均设有空间电荷抵偿变压器，以稳定管电流。因此，在调整摄影管电流的同时，也应对空间电荷抵偿装置进行调辆。

3. 管电压的检测与调整　X线机出厂之前，其管电压都进行了严格的调整，但是这种调整是在特定的电源条件下，根据该机型X线机内部的阻抗电压降进行的。而用户所在地的电源电压不可能与生产厂家调整时完全一致，外电路阻抗所产生的电压降也各不相同，这就会造成管电压的预示值与实际数值不符。对此，必须进行测试和调整。目的是保证在用户电源条件下，使管电压的预示值达到所允许的误差范围内。

测试X线机的管电压可以使用几种方法。采用国产的YXGD型医用X线机高低压测试仪，可以直接测量高压，也可以通过测量低压来间接地测量出管电压。该种测试仪由峰值电压表、分压棒、分接头以及有关连线组成，其最高量程电压（峰值）为150kV，低压（有效值）为0～300V或450V。在额定温度20℃±2℃时误差为3%，最小曝光时间为0.05s，电源电压为220V，50Hz。并备有波形插头，可接示波器观察X线管阳极对地的电压波形。测试仪的连接与面板如实验二十九图2所示。




**实验二十九图2　高低压测试仪的连接与面板**

其中$K_1$为放电开关，在高压测量时应置测量位；千伏表光标指示读数后，应置放电位，光标自动退回零位；$K_2$为高低压切换开关，测高压时置高压位，测低压时置低压位；$K_3$为量程开关，专为低压测量而设，根据被测电压的大小，置300V或450V；$K_4$为自校开关，专为检查峰值表而设。高低压测量时的连接线如实验二十九图2所标。

［实验方法及步骤］

**(一)曝光时间的检测与调整**

1. 断开高压变压器的初级连线，按实验二十九图1所示的方法接线。

2. 接通X线机的电源，选择某一曝光时间，按下曝光手闸，电秒表计时，至预定时间后自动停止。

3. 记录电秒表的读数，然后退针。

4. 为了测试准确，最好选择6个不同的曝光时间值，其中包括最短时间、0.5s和最长时间。每值连测5次，其误差按所测5次中的最大误差计算。

(二)管电流的检测与调整

见第 12 章第三节的“管电流检测与调整”内容。

(三)管电压的检测与调整

1. 校正峰值表 将开关 $K_4$ 置自校位,峰值表接地。$C_3$ 插口不接低压输入线,$K_1$ 置测量位,$K_2$ 置低压位,$K_3$ 置 300V 量程。若电源电压为稳定的 220V,峰值表读数约为 110V,这说明峰值表正常。若自校无读数,可将电源插头反插试一下。若仍无读数,说明峰值表有故障。

2. 高压测量 高压测量电路和连接如实验二十九图 2 中实线所示。测量前先把分接头与分压棒等部件装配妥当,然后把插在 X 线机高压发生器阳极插座内的高压电缆插头拔出,把分接头的插头插入高压发生器的阳极插座内。再将拔下来的高压电缆插头插在分接头的大插座内,使插头与分接头的电极相接触,用压圈和内压环把高压电缆插头旋紧。接好各连接线,将峰值表接地,但低压输入插口不接输入线。选择好 $K_1$～$K_4$ 各开关的位置,调准峰值表零点,即可进行测量。

若测量的千伏值小于千伏表负载指示值,则说明千伏补偿不够,应调整高压初级的电源电压降补偿电阻,使其阻值增大,否则相反。这样才能准确补偿电源电压降对千伏表的影响。

3. 低压测量 低压测量时,一般测量高压变压器初级电压。按实验二十九图 2 中的虚线连接,将被测电压送入低压插口 $C_3$。若初级电压双端均不接地时,则千伏表也不接地;若初级电压有一端接地,则专用输入线有标记的一根也应接地线端。选择好各开关位置即可测量。

测量出高压初级电压后,经过计算,得出相应的管电压值。将此值与千伏表的指示值对比,若不相符,可对电源补偿电阻进行调整。

[注意事项]

1. 对限时器中的元件调整时应谨慎操作,反复测试。

2. 不论是调整透视管电流还是调整摄影管电流,在移动控制电阻上的调节环或滑动触头时,都应注意移动的方向与阻值增减的关系,每次移动的范围不能过大。

3. 调整摄影管电流各档时,必须注意间隔时间,以免损坏 X 线管。

4. 对 0.5s 以下的曝光时间,因毫安表指针的惯性作用,无法准确指示 mA 值,需要用毫安秒表。其方法是将毫安秒表串入毫安表电路,操作方法同上。用下式计算 mA 值:

$$I_{mA}=\frac{I'(mA)t(s)}{t(s)}$$

5. 高压测量时峰值表上的读数就是 X 线管两端的实际电压(千伏峰值),无需乘倍率。而低压测量时 l 量程若选 300V,则表盘读数应乘以 2;量程若选 450V,表盘读数应乘以 3。

[思考题]

1. 如果测量出的各时间值都偏大或偏小,应检查或更换限时器的什么元件?若仅某一时间值不对,则应重点检查什么元件?

2. 对于高压变压器初级电路使用晶闸管的 X 线机,如何用电秒表法测量曝光时间?

3. 为什么透视管电流电路中一般不设空间电荷抵偿器?

4. 为什么摄影高压次级电路中没有电容电流抵偿器?

5. 为什么管电压调整时一般只调千伏补偿电路中的电源电压补偿电阻?什么情况下应调该电路中各毫安档的补偿电阻?

# 实验三十　X线机综合故障排除实训

[实验目的]

1. 掌握X线机综合故障的判定依据。

2. 掌握检查X机综合故障的一般程序。

3. 借助仪表检查,能排除X线机常见的综合故障。

[实验器材]

1. 50mA(或30mA)X线机1台。

2. 200mA X线机1台。

3. 500mA X线机1台。

4. 每组配:220V 15W灯泡和灯座各3只,220V 100W灯泡和灯座各1只,导线若干。

5. 每组配:万用表1只,电工工具1套。

6. 已击穿硅整流管(与X线机同型号)1个。

7. 备用乙醚或四氯化碳、纱布若干。

[实验分析]　该内容详见第12章故障分析部分。

[实验方法及步骤]

**(一)控制台电路检查、测试及故障排除**

1. 把学生分成若干实训小组,各小组定期轮换。

2. 为了保障学生达到实训目的,应注意安全用电用仪表测量时教师应临场指导。

3. 在各控制台的电源电压表(或V/kV表)上并联一只220V 15W灯泡,灯丝初级$F_0$,$F_1$,$F_2$之间分别接一只220V 15W灯泡,拆除高压变压器初级连线$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$),在高压初级$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)之间接一只220V 100W灯泡。

4. 通电试验(控制台正常情况下)。

(1)调节电源电压调节炭轮,观察电源电压值与并联在电源电压表两端的灯泡亮度的改变是否同步。

(2)调节透视毫安调节器,观察$F_0$,$F_1$间(小焦点)灯泡亮度改变,应随毫安值增加而变亮。

(3)选择不同摄影毫安值,观察大、小焦点转换时,接在$F_0$,$F_1$及$F_0$,$F_2$间的灯泡亮度的变化,测量并记录其电压值。

(4)踩下透视脚闸,测量高压初级$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)间电压,调节透视千伏值,$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)间电压改变范围及灯泡亮度改变,应随千伏值增加而变亮。

(5)选定管电压为某千伏值,按下摄影曝光手闸,测量各摄影毫安值时$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)间电压值及灯泡亮度是否改变,记录各摄影毫安值时千伏表的指示数。

(6)根据整机电路工作程序,验证摄影时各继电器的工作程序。

(7)摄影曝光时,接在$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)间灯泡燃亮时间与预置曝光时间应基本相符。

(8)过载时,X线机不曝光,接在$P_1$,$P_2$($V_1$,$V_2$)间灯泡不燃亮。

5. 人为设置1～3个故障(如:灯丝电路故障、高压初级电路故障、限时器或保护电路故障等),曝光后与4种现象进行比较,并通过小组集体讨论,相互协作,最终排除故障。

**(二)高压次级电路故障现象与故障排除示教**

1. 此示教实验一般应在较低的透视或摄影条件下进行,时间过长易损坏机器。

2. 做一次正常状态下透视或摄影给学生看,由学生记录控制台各仪表指数。

3. 用备用击穿硅整流管替换高压发生器中任一硅整流管,做透视曝光 1 次。再从高压发生器上拔出两根高压电缆,在高压插座内注入变压器油,重做透视曝光 1 次。换回正常硅整流管再做 1 次透视曝光。由学生记录 X 线机 3 次曝光时控制台上各仪表所发生现象及数值(更换高压硅整流管时先用乙醚或四氯化碳清洁)。

4. 恢复正常状态下高压次级电路,把机器设置在 50mA,50kV,1s 进行摄影曝光。由学生记录控制台 mA 表指数。

5. 断开任一硅整流管上连线夹头,在上述摄影条件下曝光,由学生记录控制台 mA 表指数,并与正常状态下 mA 表指数比较,其值应为正常状态下 mA 表指数一半。

**(三)晶闸管故障判断**

1. 在控制台内将高压初级引线 $P_1$,$P_2$ 拆下,用 220V 100W 灯泡代替高压变压器初级。选择低毫安、低千伏和长时间为摄影条件。

2. 先确定哪一个晶闸管不导通。断开任一个晶闸管,然后曝光。若灯泡较亮,则断开那个晶闸管不导通;若灯泡不亮或亮度较弱,则是未断开的那个晶闸管不导通。

3. 将断开的晶闸管接回原处,曝光下测不导通的晶闸管控制极电压。若触发电压正常是晶闸管损坏;若无触发电压或电压过低,是输送触发信号的电路有故障。

[注意事项]

1. 在实验之前,应检查 X 线机接地装置是否良好,注意安全用电。

2. 在实验之前每个学生都应熟悉该机电路结构及整机工作程序。

3. 故障的设置以不损坏 X 线机为原则。

4. 当一个同学操作时,其他同学注意观察 X 线机各部件的相关动作,切忌几个人同时动手。

5. 注意 X 线防护。

[思考题]

1. 根据设置故障的排除情况,写出故障分析、故障确定、故障排除的方法及步骤。

2. 高压次级电路击穿或短路时 X 线机有何现象产生?

3. 高压次级电路击穿或短路时,怎样正确地判断故障所在?

4. 怎样判断高压整流元件断路,如何排除故障?

# 实验三十一　X 线机的维护实训

[实验目的]

1. 学会正确地使用和维护 X 线机,掌握 X 线机定期检查的方法。

2. 树立科学务实的态度,自觉遵守操作规程、爱护 X 线机设备。

[实验器材]　200mAX 线机 1 台,万用表 1 只,电工工具 1 套。

[实验分析]　X 线机是一种较为精密的医疗诊断设备,工作中受到各种电参数的影响和限制。因此,操作人员应按照机器的规格要求谨慎操作、正确使用、精心维护。这对于延长机

器的工作寿命，充分发挥机器效率有着十分重要的意义。

[实验方法与步骤] 见第 12 章第四节。

[注意事项]

1. 对维护时发现的问题及处理情况应做好记录。

2. 检查处理后，应对机器通电试验，正常后方可使用。

[思考题] X 线机的维护有何意义？

## 实验三十二 电源电阻及接地电阻的测量

[实验目的]

1. 掌握 X 线机电源电阻的测量方法。

2. 学会接地装置的埋设和接地电阻的测量。

[实验器材]

1. 250V 交流电压表 1 只，50A 交流电流表 1 只，5～10Ω 大功率电阻器(2kW 以上)1 个，闸刀开关 1 只，连接线若干。

2. ZC-8 型接地电阻仪 1 台，电工工具 1 套。

[实验分析]

1. **电源电阻的测量** 见第 12 章第一节电源电阻的测量，如图 12-1 所示。

2. **接地电阻的测量** 见第 12 章第一节接地电阻测量仪，如图 12-6 所示。

[实验方法及步骤]

1. **电源电阻的测量步骤**

(1)按图 12-1 连接电路。

(2)在开关 S 闭合前记录电压表的空载指示值 $U_0$。

(3)闭合开关 S，快速记录电流表的指示数 $I_L$ 和电压表的指示数 $U_1$，然后断开 S 开关。

(4)依照公式 $R_M = \frac{U_0 - U_1}{I_L}$ 计算出电源电阻值。

(5)重复步骤(1)，(2)和(3)，共测 5 次，取平均值作为接地电阻的测量值。

2. **接地电阻的测量步骤**

(1)将 ZC-8 型接地电阻测量仪的电位探针和电流探针按要求分别打入地下。将 E′，P′，C′分别接测量仪的 E，P，C(或 $C_2$，$P_2$，$P_1$，$C_1$)。

(2)仪表调零，使指针指在红线上。

(3)将倍率开关放在最大倍数上，缓慢摇动发电机手柄，同时调节测量刻度盘，直至指针在刻度红线上方。当检流计接近平衡时，加速发电机的转速至 120r/min(额定值)。调节测量刻度盘，使指针稳定在红线位置，即可读出接地电阻值。

(4)共测量 5 次，记录每次的测量数值，取平均值作为测量值。

[注意事项]

1. 测量前应检查各仪表状况，并注意调零。

2. 测量接地电阻时，打入地下的电位探针、电流探针应与接地电极呈一直线，相距均为 20m。

［思考题］　如果用 X 线机代替图 12-1 中的大电阻 $R_0$，能否测量出电源电阻？怎样测量？

# 实验三十三　CT 设备的操作实训

［实验目的］

1. 了解 CT 设备的基本结构及其主要部件的功能。

2. 了解 CT 设备的基本操作程序和注意事项。

3. 了解 CT 设备的主要技术参数。掌握 CT 图像显示中窗宽、窗位的调节及基本图像处理软件的应用。

［实验器材］　CT 设备 1 台，随机附带的 CT 检查体模或符合国家药品监督管理局测试要求规定的检测体模。

［实验分析］　CT 的结构组成及成像原理详见 CT 一章。

［实验方法及步骤］

1. 按 CT 设备的操作程序，通电开机。

2. 进行扫描登记。

(1)输入扫描登记信息。

(2)输入相应的扫描参数：kV，mA 及层厚、扫描区域和模式等。

3. 利用定位指示灯，将体模放入扫描区域。

4. 扫描。

5. 进行图像显示和处理操作。

(1)窗宽、窗位的设置与调节。

(2)操作基本的图像处理功能，如 ROI 的应用，长度测量、面积计算、局部放大等。

6. 关机。

［思考题］

1. 在 CT 设备扫描前需输入哪些基本技术参数？它们对 CT 图像有何影响？

2. 如何设置窗位、窗宽，为什么调节窗位、窗宽能使图像满足临床诊断要求？对显示器屏幕上显示的图像，如何确定它的实际大小和性质？

# 实验三十四　参观数字影像设备

［实验目的］

1. 认识 CR，DR 和 DSA 的整体结构，了解三种设备的基本组成。

2. 初步了解 CR，DR 和 DSA 的基本功能和操作方法。

［实验器材］　CR，DR 和 DSA 设备各 1 台

［实验方法及步骤］　由教师带队，通过医院放射科医生、技师对各种设备进行介绍、示教。

1. CR 设备

(1)认识 CR 设备，了解 CR 设备的基本组成，如 IP 及激光扫描仪、计算机影像处理系统、影像存储系统、激光照相机和自动洗片机等。

(2)了解 IP 的基本构成、特性及使用方法。

(3)了解 CR 设备的工作程序和基本操作方法。

2. DR 设备

(1)认识 DR 设备,了解 DR 设备的基本组成,如 DR X 线机,影像接收系统、影像处理系统、影像存储系统、系统控制台和监视器等。

(2)了解 DR 的扫描方法,如锥形成像法、扇形束扫描法和点束扫描法。

(3)了解 DR 设备的工作程序和基本操作方法。

3. DSA 设备

(1)认识 DSA 设备,了解 DSA 设备的基本组成,如 C 形臂 X 线机(单 C 形臂或双 C 形臂等)、影像增强器、计算机影像处理系统、影像存储系统、高压注射器和监视器等。

(2)了解 DSA 设备的基本用途。

(3)了解 DSA 的工作程序和基本操作方法。

[注意事项] 数字影像设备属于比较贵重的设备,在无教师或医生、技师带教的情况下,不可盲目地进行操作及部件的拆卸等,以免损坏设备。

[思考题] CR,DR 和 DSA 在应用上有什么区别?

## 实验三十五 参观医院 MRI 设备

[实验目的]

1. 了解 MR 设备的基本工作过程及在医学临床中的作用与局限性。
2. 熟悉 MR 设备的整体结构及磁屏蔽措施。
3. 初步了解 MR 图像处理的基本功能。

[实验器材] MR 设备 1 台。

[实验方法及步骤]

1. 参观 MR 科室,了解 MR 设备的基本组成及科室在全院的位置、磁屏蔽的要求与具体措施。
2. 听取有关 MR 设备情况介绍,包括机型比较、性能价格比、安装时间、工作任务及使用情况等。
3. 观察 MR 工作过程。
4. 参观并了解磁性物质的禁忌措施。
5. 参观永磁体的恒温控制系统及了解日常保养措施。

[注意事项]

1. 聘请具有一定教学经验的科室医生或技师带教。
2. 在示教过程中,认真记录参数的改变对成像的影响与结果。

## 实验三十六 超声诊断仪的调试与使用

[实验目的]

1. 学会超声仪的简单调试。
2. 学会超声仪的使用。

［实验仪器］ 超声仪器。

［试验步骤及方法］

**(一)超声诊断仪的功能调节**

现以B型超声诊断仪为主,介绍其功能调节。

1. 图像冻结　把动态图像的某一帧冻结在显示屏上,以进行静态观察、测量和记录。

2. 图像数目　显示屏可显示1幅、2幅或多幅图像。当欲检查的结构范围较大,一幅图像无法完整显示时,可将两幅图像拼接在一起,以扩大显示画面。

3. 字符显示　自动显示日期。多数仪器显示屏除在指定位置上显示固定的项目数据外,还可在图像的任意位置上打印所需的字符。

4. 体位标志及探头位置显示　可显示被检者的体位和探头所处的位置,便于对图像记录分析和复查时对比。

5. 测量和计算　测量的内容较多,如距离、面积、周长、速度和心功能等。转动操纵杆或轨迹球移动电子游标,可对图像内任意待测区进行各种测量,以数字形式显示其测量结果。多数仪器将测值处理后能自动报告胎龄、预产期、血流速度及心功能等数据。

6. 总增益调节　其作用是调节超声诊断仪对接收信号的放大倍数,决定接收到的回声信号用什么亮度显示。加大增益,可使回声放大倍数提高,图像亮度增加。增益大小将导致有效的弱信号无法显示,但过大的增益则使图像失真。总增益调节的前提是仪器必须有适当的超声能量输出。若输出的能量太小,欲检部位没有回声信号进入放大器,那么增益调节就失去作用。

7. 深度增益补偿(DGC)　也称时间增益补偿(TGC),超声在人体内传播时,由于声衰减使近距离的回声强,远距离的回声弱。大致为1MHz的超声波信号在体内传播1cm就会产生约1dB的衰减。为使条件相同的病变或组织于不同深度处获得甚为相似的图像,以便对比,必须对深度所引起的衰减加以补偿。DGC电路系统随传播距离(时间)的增加而加大增益的电路。实际上DGC对近场强回声予以抑制,对远场的弱回声予以增强。其调节方式有分段调节:将探测深度分为若干段(如8段),每一段控制一定的深度范围(如2cm);分区调节:将探测深度分为二区(近场、远场)或三区(近、中和远场)。

8. 图像翻转　可以左右或上下翻转图像,不必转换探头方位。有的仪器图像可以正负翻转,便于制作幻灯片。

9. M曲线显示　在显示实时B型图像是,利用某一条超声取样线,引出一幅M型曲线图,并与切面图像同时显示,用以观察心血管运动状况。

10. 聚焦　一般用3档或4档变换声束的焦距。若把各档的聚焦键同时按上,则声束从浅表到深部的横向分辨率提高,但图像帧数减少。

11. 多普勒取样线或取样容积调节　使用连续波多普勒时,调节取样线位置,使其通过血管内目标的中心,并尽量使取样线与血流方向平行,同时应避免通过其他大血管,获得最佳多普勒频移显示。使用脉冲式多普勒时,调节取样容积使其位于目标部位,并根据血管走行方向和内径的大小调节取样校正线和取样容积大小。

12. 彩色多普勒血流显像调节　包括彩色增益、速度范围、取样部位和面积、显示方式等调节,以获得最佳的彩色血流图像。

(二)超声诊断仪的使用

1. 开机　闭合电源总开关→稳压电源开关→超声仪开关。

2. 工作条件的选择与调节

(1)使用频率的选择:根据检查部位,选定使用频率。通常胸腹部器官使用3.0～3.5MHz;浅表器官如眼、甲状腺、乳腺、外周血管用5.0～7.5MHz;婴幼儿心脏及腹部用5.0MHz;肥胖者选用2.0～2.5MHz。

(2)扫查方式的选择:目前仪器有多种扫查方式,即扇形扫查、矩形扫查(线阵探头)及弧形扫查(凸阵探头)。通常检查心脏、眼、颅脑等选用扇形扫查,此种探头小,操作灵活,声窗小,深部显示范围大,但近区显示范围小。对于腹部器官如肝、胆囊、胰腺、脾、肾、妇产科等选用线阵或凸阵探头,视野大,近区及深部显示范围相同。

(3)灵敏度调节:由总增益、近场抑制、远场补偿或灵敏控制组成。灵敏度调节是使图像清晰,结构显示清晰。增益过大,画面常易出现噪声,分辨率下降。增益过小,又可使某些信息显示不清或丢失。应根据被检查者的体型胖瘦以及检查部位的深浅不同加以适当的调节。

(4)扫描检查:对患者进行部位检查,并进行图像处理。

3. 关机　检查完毕,关机并整理机器周围设施,下次待用。

[注意事项]

1. 要爱护仪器,特别是探头更要维护和保养。

2. 调节时,动作要轻,以免损坏仪器。

[思考题]　为什么在进行检查时要对使用频率和扫查方式的选择?

## 实验三十七　影像中心的综合设计

[实验目的]

1. 能根据医院规模大小合理设计各影像设备的机房及各辅助房间。

2. 能根据不同设备的特点对机房进行相应处理以满足设备及有关人员的要求。

3. 要达到方便使用,提高效率的目的。

[实验方法及步骤]

1. 根据医院规模,先进行总体规划设计。

2. X线机机房及辅助房间的设计(包括CR,DR等)。

3. X-CT机房的设计。

4. MRI机房的设计。

5. 超声设备机房的设计。

6. PACS系统及出片中心的设计。

7. 其他设备机房的设计。

[注意事项]

1. 步骤2,3中,要考虑机房的高度、承重、防护、通风、面积以及电源、接地装置等因素。

2. 步骤4中,应特别要考虑机房的屏蔽、室温控制、承重等。

3. 上述步骤中的各项设计,均按第20章的具体要求进行。

4. 整体设计中,一定要以方便病人就诊、方便工作人员检查诊断、提高效率为原则,减少

不必要的浪费。

[思考题] 影像中心的综合设计应注意哪些方面的问题?

## 实验三十八 激光相机的使用

[实验目的]

1. 学会激光相机的使用。

2. 学会胶片密度的调整。

[实验材料] 激光相机、透射密度计、激光胶片。

[实验方法及步骤]

1. 打开激光相机电源预热,等待激光相机完全进入"ready"状态。

2. 通过激光相机面板进入服务模式,设置激光相机输出胶片最大密度值、最小密度值,打印一张灰阶胶片。

3. 用密度计测量灰阶密度值,每一灰阶重复测量 3 次,取 3 次测量的平均值,记入下表。

| 灰阶 | 一 | 二 | 三 | 四 | 五 | 六 | 七 | 八 | 九 | 十 | 十一 | 十二 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 密度 | | | | | | | | | | | | |

4. 在激光相机服务模式中,按密度值大小依次输入各灰阶密度值,无误后退出服务模式,等待激光相机进入正常使用状态。

5. 进入服务模式,重新打印一张灰阶胶片,重点测量密度最大值灰阶,如果胶片密度值与激光相机设置最大密度值相符,退出服务程序,可以正常使用;如果密度值与激光相机设置最大密度值不相符,需要重新调整。

[实验结果]如果胶片最大密度值与激光相机设置最大密度值相符,说明激光相机成像系统性能良好;通过 3 次调整胶片密度值仍达不到设置标准,激光相机成像系统需更换。

[思考题]

激光相机在使用时应注意什么?

## 参考文献


1 梁振声主编.《医用X线机结构与维修》. 北京:人民卫生出版社,1989

2 梁振声主编.《医用X线机结构与维修》. 济南:山东科技出版社,1997

3 徐跃主编.《医学影像设备学》. 北京:人民卫生出版社,2002

4 李林枫主编.《医学影像设备管理》. 北京:人民卫生出版社,2002

5 王德华主编.《医用X线机构造和维修》. 北京:人民卫生出版社,2003

6 韩丰谈主编.《医学影像设备学》. 北京:人民卫生出版社,2003

7 曹荣桂主编.《医院管理学》. 北京:人民卫生出版社,2003

8 Willi A. Kalender, Computed Tomography, Publicis MCD Verlag, 2000

9 赵喜平主编.《磁共振成像系统的原理及其应用》. 北京:科学出版社,2000

# 附录A 医学影像设备常用名词中英对照

## A

acoustic optical modulator, AOM 视听调制器
analog to digital converter, ADC A/D转换器
application program interface, API 应用程序通过应用程序接口
association control service element, ACSE 连接控制服务单元
asymmetric digital subscriber line, ADSL 不对称数字用户传输线
asynchronous transfer mode, ATM 异步传输模式
automatic brightness control, ABC 自动亮度控制
automatic exposure control, AEC 自动曝光控制
automatic frequency control, AFC 自动频率控制电路
automatic gain control, AGC 自动增益控制

## B

blanking max, BLK MAX 消隐混合
blanking, BLK 复合消隐信号
brush 电刷

## C

camera-blanking, C-BL 摄像消隐信号
cathode ray tube, CRT 阴极射线管
compact disc-magnetic optical, CD-MO 可重写的磁光盘
CD-read only memory, CD-ROM 只读光盘
CD-repeat wipe, CD-RW 可反复擦写的光盘
CD-rewrite, CD-R 可刻录光盘
CD-write-once, read-many, CD-WORM 一次性写入光盘
center control unit, CCU 中心控制器
central control console, CCC 中央控制柜
charges coupled device, CCD 电荷耦合器
circle blanking, CBL 圆消隐信号
clamper amplifier, CLAMPER AMP 钳位放大
coil control circuit, COIL CNT 线圈控制电路
collimator 准直器
compound scanner 复合扫描器
computed radiography, CR 计算机X线摄影
computed tomography angiographies, CTA CT血管成像
Computed Tomography, CT 计算机体层摄影
cone beam artifact 锥形线束伪影
cone beam CT 锥形束CT
control panel 控制面板

## D

detector 探测器
detector collimation 探测器准直宽
Digital Acquisition System, DAS 数据采集系统
digital data net, DDN 数字数据网
digital fluoroscopy, DF 数字荧光摄影
digital imaging and communications in medicine, DICOM 医学数字影像和通信标准

direct radiography,DR 数字摄影
digital scanning converter,DSC 数字扫描变换器
digital subtraction angiography,DSA 数字减影血管造影
direct current amplifier,DCAMP 直流功率放大器
direct memory access,DMA 直接存储器
distributed processing 分布式处理方式
dynamic filter,DF 动态滤波
dynamic random access memory,DRAM 动态存储器
dynamic scan 动态扫描

## E

electrocardiogram,ECG 心电图
electronic linear scanner,linear array 电子线形扫描(线阵)
electronic sector scanner,phased array 电子扇形扫描器(相控阵)
emergency room,ER 急救室
Ethernet 以太网

## F

fast continue scan 快速连续扫描
field of view,FOV 视野
field programmable gate array,FPGA 可编程视野门控阵列
filter interpolation 滤过内插法
filter box 滤波盒
flat panel detector,FPD 平板型探测器
frame interline,FIT 帧行间转移
frame transfer,FT 帧转移

## G

gradient control,GC 梯度控制
gradient magnet field coil 梯度磁场线圈
graphical user interface,GUI 图形使用界面

## H

heat unit,HU 热容量
helical scan 螺旋扫描技术
high digital subscriber line,HDSL 高速数字用户传输线
high quality,HQ 高图像质量模式
high resolution CT 高分辨率 CT
high speed,HS 高速模式
high velocity pulse width modulation,HV PWM 高速脉宽调制器
horizontal center,H. CENT 行中心
horizontal clamp,H. CLAMP 行钳位
horizontal drive,HD 水平驱动信号
horizontal parabola,H. PAR 行抛物波
horizontal size,H. SIZE 行偏转尺寸
hospital information system,HIS 医院信息系统

## I

image brightness signal,IBS 影像亮度信号
image intensifier,I. I 影像增强器
image plate,IP 影像板
image processing unit,IPU 图像处理器
imaging brightness system,IBS 自动影像亮度控制系统
indirect DR,IDR 间接数字摄影
information object definition,IOD 信息对象定义
input/output,I/O 输入输出
insulated gate bipolar transistor, IGBT 绝缘栅双极性晶体管
interline transfer,IT 行间转移
international electrotechnical commission, IEC 国际电工委员会
international protocol,IP 网络间规程
interventional radiology 介入放射学

## L

last image hold, LIH 图像冻结
light-emitting diode, LED 发光二极管
local area network, LAN 局域网

## M

magnet 主磁体
magnetic optical, MO 磁光
magnetic resonance angiographies 磁共振血管造影
magnetic resonance imaging, MRI 磁共振成像
magnetic resonance spectroscopy, MRS 磁共振波谱分析
mask image 掩模像
mechanical transduce scanner 机械扫描器
message service element, MSE 消息服务单元
modulation transfer function, MTF 调制传递函数
modulator demodulator, MODEM 调制解调器
multiplanar reformation 多平面重组
multi-row detector CT 多排探测器 CT
multi-slice helical CT 多层螺旋 CT

## N

number of view 图像的投影数
non-damage test 无损检测

## O

object scan 目标扫描
offset correction 零点漂移校正
offset detector 探测器的补偿设置
open system interconnection, OSI 开放系统互连
operate system, OS 操作系统
operation control unit, OPC 操作控制器
optimized pitch factor 螺旋因子的优化
optimized sampling scan 优化采样扫描
oscillator, OS 晶体振荡器
output driver 输出激励

## P

parabola, PARA 抛物波
parallel processing 并行处理方式
patient table 扫描床
phantom calibration 体模校正
phase sequence control, PSC 相位时序控制
photon stimulation light, PSL 光激励发光
physiologic measurement module, PMM 生物测量模块
picture archiving and communication systems, PACS 图像存储与传输系统
pipeline processing 流水线处理方式
pitch 螺距
pitch factor 螺旋因子
positive emission computed tomography, PET 正电子发射型计算机体层
power supply for gradient magnetic field 梯度磁场电源
printed circuit board, PCB 电路板
pulse sequence control, PSC 时序控制器
pulse width modulation, PWM 脉宽调制

## R

radiation information system, RIS 放射信息系统
radio frequency, RF 射频
receiver coil 接收线圈
reconstruction algorithms 重建算法
reference correction 参考校正
RF transmitter/receiver RF 发射/接收装置
router 路由器

## S

scanogram or scout　定位扫描
single chip microcomputer　单片微机
single photon emission CT, SPECT　单光子发射型 CT
single slice helical CT　单层螺旋 CT
slip ring　滑环
small computer system interface, SCSI　小型机系统接口
smoothing cupping filtering　平滑过滤
spatial resolution, SR　空间分辨率
stereotactic radiosugery, SRS　立体定向放射外科
stereotactic radiotherapy, SRT　立体定向放射治疗
storage phosphor plate, SPP　存储磷光屏
synchronous signal, SYNC　复合同步信号
synthesize circuit, SYNTHE　合成电路

## T

teleradiology system　远程放射学系统
television line, TVL　电视线
thermostat　温度加热器
thermostatic control　恒温控制器
thin-film transistor, TFT　薄膜晶体管
three dimension imaging reconstruction　三维图像重建
time gain compensation, TGC　时间增益补偿
time gain control, TGC　时间增益控制
time of echo, TE　回波时间
time of inversion, TI　反转时间
time of repetition, TR　重复时间
transmission control protocol, TCP　传输控制规程
transmitter coil　发射线圈
transmitting circuit, TRANS　发射电路

## U

ultrasonic cardiography, UCG　心动图仪
ultrasonic CT, UCT　超声计算机断层成像
ultrasonography, USG　超声成像
ultrasound, US　超声
uninterruptible power supply, UPS　不间断电源

## V

vertical center, V. CENT　场中心
vertical parabola, V. PAR　场抛物被
vertical saw, V. SAW　场锯齿波
vertical size, V. SIZE　场尺寸
view　采集面
volume scan　容积扫描

## W

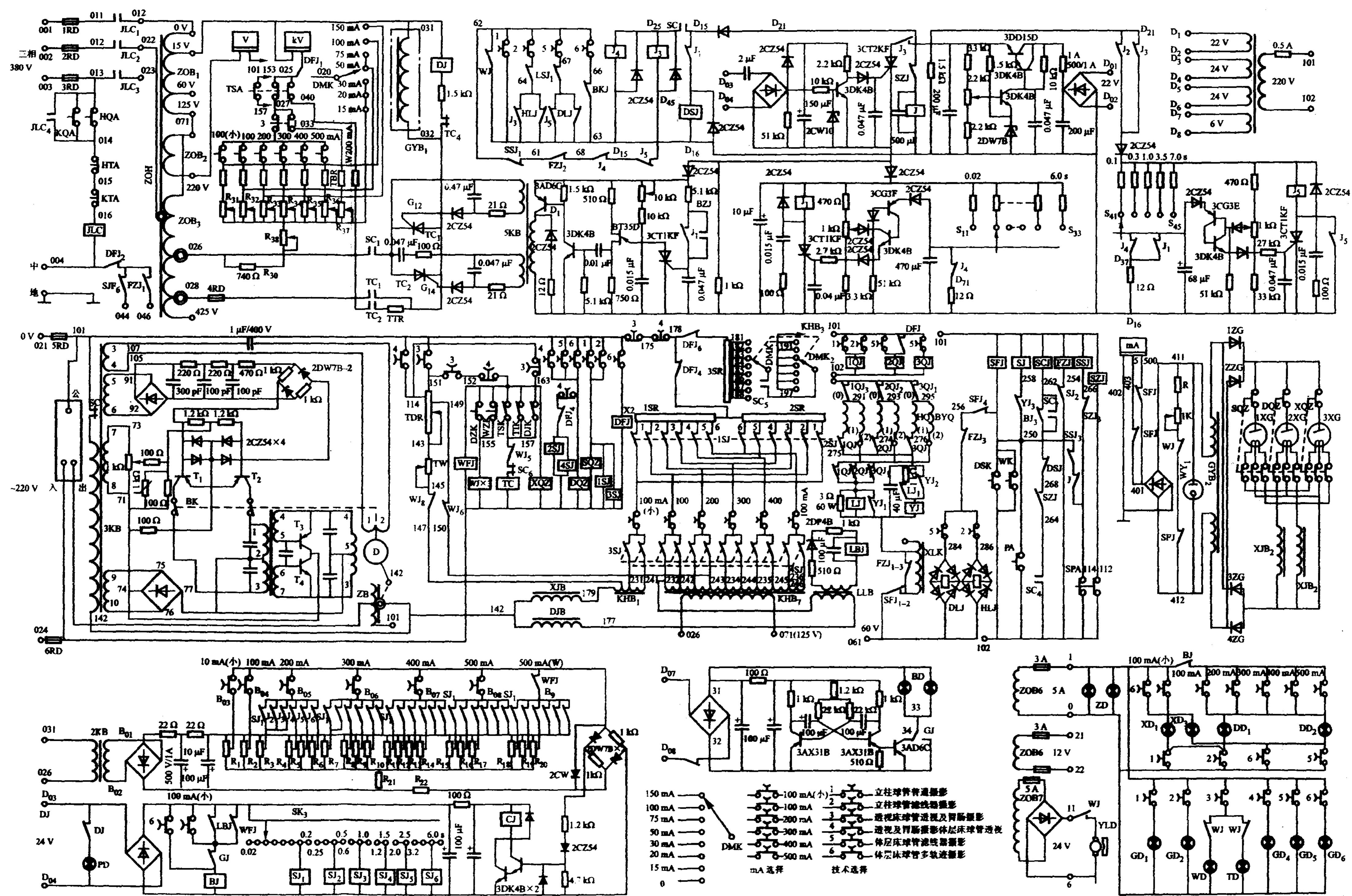
water-bath scanner　水路耦合扫描器
white clipping, WHT CLIP　白电平切割
wide area network, WAN　广域网

## X

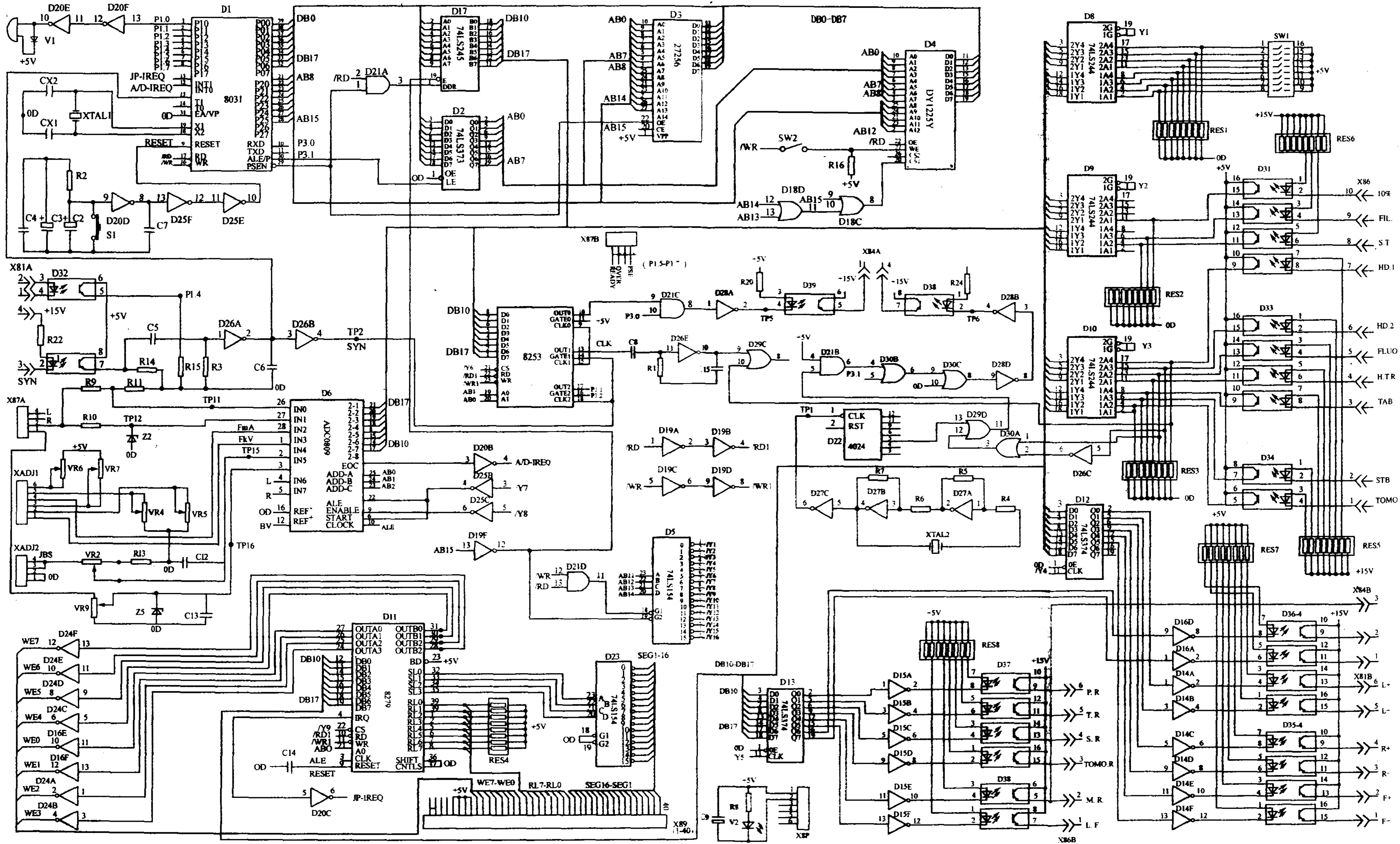
X-ray beam collimation　X 线束准直宽
X-ray television, X-TV　X 线电视系统或 X 线电视

## Y

yoke　支架




附录B XG-500型500 mA X线机电路图


D1
8031
D17
74LS245
D2
74LS373
D3
27256
D4
DY1225Y
D6
ADC0809
8253
D5
74LS154
D11
8279
D23
74LS154
D12
74LS374
D13
74LS374
D22
4024
D8
74LS244
D9
74LS244
D10
74LS244
SW1
SW2
XTAL1
XTAL2
X81A
X81B
X84A
X84B
X86
X86B
X87A
X87B
X89
XADJ1
XADJ2
DB0-DB7
DB10-DB17
SEG1-16
WE7-WE0
RL7-RL0
SEG16-SEG1
SYN
A/D-IREQ
JP-IREQ
RESET
10%
FIL.
S.T
HD.1
HD.2
FLUO
H.T.R
TAB
STB
TOMO
P.R
T.R
S.R
TOMO.R
M.R
L.F
L+
L-
R+
R-
F+
F-

附录C　CPU电路